

ANNÉE 1957

1956

THÈSE

N° 948

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(DIPLOME D'ÉTAT)

PRÉSENTÉE PAR

François REVERCHON

Né le 6 Février 1925, à PARIS, (16^e)

Présentée et soutenue publiquement le

LES MÉTHODES DE MESURE
DES DÉBITS SANGUINS

A propos d'un nouveau
PLETHYSMOGRAPHE

Président : M. LEMAIRE, Professeur

PARIS
LIBRAIRIE ARNETTE
2. RUE CASIMIR-DELAVIGNE, 2

1957

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1957

THÈSE

N° _____

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(DIPLOME D'ÉTAT)

PRÉSENTÉE PAR

François REVERCHON

Né le 6 Février 1925, à PARIS, (16^e)

Présentée et soutenue publiquement le

LES MÉTHODES DE MESURE DES DÉBITS SANGUINS

A propos d'un nouveau PLETHYSMOGRAPHE

Président : M. LEMAIRE, Professeur

PARIS

LIBRAIRIE ARNETTE

2. RUE CASIMIR-DELAVIGNE, 2

1957



DOYEN HONORAIRE :

M. BAUDOUIN.

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. BAUDOUIN, BÉNARD (H.), BROcq (P.), CADENAT, CARNOT, CHABROL, CHAMPY, CHEVASSU, DEBRÉ (R.), DELBET, DONZELOT, GASTINEL, GUILLAIN, HALPHEN, HARVIER, LAROCHE (G.), LAUBRY, LEMAITRE, LÉVY-SOLAL, LHERMITTE, LIAN, LOEPER, MARION, MATHIEU, MOCQUOT, MONDOR, MULON, OLIVIER (E.), RICHT (Ch.), SANNIÉ, SÉZARY, TANON, VELTER.

Doyen LÉON BINET.
Membre de l'Institut.

Assesseur JEAN VERNE.

I. — PROFESSEURS :

	MM.
Anatomie	CORDIER.
Anatomie pathologique	DELARUE.
Bactériologie	FASQUELLE.
Biologie appliquée à l'Education physique et aux Sports	CHAILLEY-BERT.
Biologie médicale	FAUVERT (R.).
Cancérologie médicale et sociale	JEAN-BERNARD.
Chimie médicale	JAYLE (M.-F.).
Cliniques chirurgicales	Hôtel-Dieu MENEGAUx.
	Beaujon SICARD (A.).
	Salpêtrière MOULONGUET.
	Cochin QUÉNU (J.).
Clinique chirurgicale réparatrice et orthopédique	MERLE D'AUBIGNÉ.
Clinique de cardiologie	MOUQUIN (M.).
Clinique de chirurgie cardio-vasculaire	DE GAUDART- D'ALLAINES.
Clinique chirurgicale infantile et d'orthopédie	FÈVRE (M.).
Clinique de chirurgie pleuro-pulmonaire	MONOD.
Clinique de la Tuberculose	BERNARD (E.).
Clinique de Neuro-chirurgie	PETIT-DUTAILLIS.
Clinique de puériculture	LELONG.
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques	DEGOS.
Clinique des maladies du sang	CHEVALLIER.
Clinique des maladies du système nerveux	ALAJOUANINE.
Clinique des maladies des enfants	CATHALA.
Clinique des maladies infectieuses	MOLLARET.
Clinique des maladies mentales et de l'encéphale	DELAY.
Clinique gynécologique	FUNCK-BRENTANO.
Cliniques médicales	Hôtel-Dieu BARIÉTY.
	Bichat JUSTIN-BESANÇON.
	Cochin MOREAU.
	Broussais DE GENNES.
Clinique médicale d'hydro-climatologie thérapeutique	DEBRAY.
Clinique médicale propédeutique	PASTEUR VALLERY- RADOT.
Clinique médico-sociale du diabète sucré et des maladies de la nutrition	BOULIN.
Cliniques obstétricales	Tarnier LANTUÉJOUL.
	Baudelocque VARANGOT.
	Port-Royal LACOMME.
Clinique ophtalmologique	RENARD.
Clinique oto-rhino-laryngologique	AUBIN.
Clinique physio-pathologique des problèmes alimentaires . .	HAMBURGER.
Clinique psychiatrique infantile	HEUYER.
Clinique Rhumatologique et Sociale	COSTE.
Clinique stomatologique	DECHAUME.
Clinique thérapeutique chirurgicale	SÉNÈQUE.
Clinique thérapeutique médicale	LEMAIRE.

Clinique urologique	MM.
Embryologie	FEY.
Génétique	GIROUD.
Histoire de la médecine et de la chirurgie	LAMY.
Histologie	SOULIÉ.
Hygiène et clinique de la première enfance	VERNE.
Hygiène et médecine préventive	TURPIN.
Médecine du travail	JOANNON.
Médecine légale	DESOILLE.
Parasitologie et histoire naturelle médicale	PIÉDELIÈVRE.
Pathologie chirurgicale	GALLIARD.
Pathologie exotique	N...
Pathologie expérimentale et comparée	LAVIER.
Pathologie humorale et immunologie expérimentale	LENÈGRE.
(Chaire à titre personnel).	
Pathologie médicale	MERKLEN.
Pathologie et thérapeutique générales	DECOURT.
Pédiatrie sociale	GARCIN.
Pharmacologie et matière médicale	MARIE.
Physico-chimie médicale (chaire à titre personnel)	HAZARD.
Physiologie	DOGNON.
Physique médicale	BINET (Léon).
Radiologie médicale	STROHL.
Technique chirurgicale	DESGREZ (Henri).
Thérapeutique	PATEL.
	N...

II. — PROFESSEURS SANS CHAIRE MAITRES DE CONFERENCES-AGREGES ET AGREGES

	MM.		
Anatomie	DELMAS, pr. s. ch.	Obstétrique	GRASSET.
	DEBEYRE.		LEPAGE.
	OLIVIER.		MERGER.
	CABROL.		MORIN.
Anatomie pathologique	M ^{lle} GAUTHIER-VILLARS.		RAVINA.
	BUSSER.		ROBEY (M.).
	GOUYGOU.		LE LORIER.
Bactériologie	NEVOT.	Ophtalmologie ..	DESIGNES.
	CHRISTOL (D.).		BREGEAT.
	ETTORI, pr. s. ch.	Orthopédie	JUDET.
Biochimie médic. }	N...	Oto-rhino-laryng. }	AUBRY.
	N...		MADURO.
Biologie médic. .	BOURLIÈRE.	Parasitologie	CHABAUD.
Dermato-Syphiligraphie	DUPERRAT.		N...
Embryologie	TUCHMANN.		ABOULKER.
	N...		BAUMANN.
Histologie	N...		GOSSET.
	N...		LAURENCE.
	N...		LORTAT-JACOB.
Hydrologie	CORNET.		OLIVIER.
Hygiène	BOYER, pr. s. ch.	Pathologie chirurgicale	POILLEUX.
	DEPARIS, pr. s. ch.		VERNE.
Maladies infectieuses	BASTIN.		DEBOST.
	DÉROBERT, p. s. c.		MATHEY.
Médecine légale et du travail ..	GAULTIER.		PIABEAU.
	HADENGUE.		CAUCHOIX.
	ALBAHARY.		FAUREL.
Neurochirurgie .	DAVID.		BARCAT.
Neurologie	LHERMITTE.		GERMAIN.
			THOMERET.
			MAURICE.
			LOEPER.

Pathologie médi- cale	{	BOUDIN.	Pédiatrie	{	JOSEPH.		
		CASTAIGNE.			MOZZICONACCI.		
		CONTE.			OLONOVSKY.		
		DOMART.			CHEYMOL, p. s. c.		
		LAMOTTE.			M ^{lle} LÉVY, p. s. c.		
		LAROCHE.			BARGETON, p. s. c.		
		MILLIEZ.			PARROT, pr. s. ch.		
		PEQUIGNOT.			DEJOURS.		
		PERRAULT.			GOUGEROT.		
		RAMBERT.			DJOURNO, p. s. c.		
Pathologie médi- cale	{	THIEFFRY.	Pneumo-Phtisiolo- gie	{	KREIS.		
		TURIAF.			PICHOT.		
		BRICAIRE.			Psychiatrie	{	MICHAUX.
		ROYER.			Psychiatrie infan- tile		
		BRISSAUD.			Rhumatologie ..	{	DELBARRE.
		DEROT.			M ^{me} CHAPUT.		CERNÉA.
		BOUVIER.			Stomatologie	CHASSAGNE.	
		MACREZ.			Thérapeutique ..	KUSS.	
		WOLFROMM.			Urologie		

III. — PROFESSEURS SANS CHAIRE ET AGREGES CHARGES DE COURS DE CLINIQUE ANNEXE

à titre permanent :

MM.		MM.			
Clinique chirurgi- cale	{	AMELINE.	Clinique médicale {	HAGUENAU, p. s. c.	
		HUGUIER.		KOURILSKY.	
		LÉGER.		MARCHAL.	
		PADOVANI	Clinique obstétri- cale	{	ECALLE.
		ROUX.			MAYER.
Clinique médicale	{	RUDLER.	Clinique ophtal- mologique	{	OFFRET.
		BROUET.			
		N...	Clinique urologi- gique	{	COUVELAIRE.
DREYFUS.					
Secrétaire général de la Faculté		J. MOREL.			
Secrétaire		M ^{lle} CHAINTREUIL.			

Conservateur, chargé de la Direction	Docteur A. HAHN.
Conservateur	M ^{lle} GOICHON.
Bibliothécaires	{ M ^{lles} DUMAITRE, LAURENT, LE NOIR, QUIÉVRIEUX.

Par délibération en date du 9 décembre 1798, l'Ecole a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

A MA FAMILLE

A MES AMIS

A MONSIEUR LE PROFESSEUR LEMAIRE

*Professeur de Thérapeutique médicale à la Faculté de Médecine
de Paris*

Officier de la Légion d'Honneur

Qui m'a fait le grand honneur d'accepter la présidence de cette thèse.

Qu'il trouve ici l'expression de ma respectueuse reconnaissance.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR BUGNARD

Directeur de l'Institut National d'Hygiène

En remerciement de l'aide qu'il m'a
apportée pour la réalisation de l'appar-
eillage.

Qu'il trouve ici un témoignage de re-
connaissance.

A MON MAÎTRE, LE DOCTEUR SAPIR

Assistant à l'Hôpital Rothschild

Qui m'a fourni le sujet de cette thèse
et m'a guidé.

En témoignage de ma profonde grati-
tude.

A MONSIEUR LE DOCTEUR NORA

Chef de service d'Urologie à l'Hôpital Rothschild

Officier de la Légion d'Honneur

Dans le service duquel a été effectuée
une grande partie de ce travail.

Hommages respectueux.

A TOUS MES MAÎTRES DE LA FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

Hommages respectueux.

Introduction

L'étude de la circulation du sang a bénéficié, depuis un siècle, de techniques et d'appareillages de plus en plus perfectionnés. Grâce aux résultats expérimentaux obtenus avec ces appareils, de nombreuses lois de l'hémodynamique circulatoire furent découvertes. Mais il est un fait curieux : parmi les paramètres hydrauliques qui président à la distribution du sang, c'est essentiellement la pression qui fut l'objet des préoccupations des physiologistes. D'innombrables méthodes furent utilisées, directes ou indirectes, sanglantes ou non, applicables à l'homme ou à l'animal. Ce rôle prépondérant accordé à la pression aboutit à faire négliger les autres facteurs hémodynamiques ou à en minimiser l'importance. Pour beaucoup, augmentation de pression signifie accroissement de débit. Une vaso-constriction signifie élévation de pression. Pourtant, on sait actuellement que les variations de pression à la périphérie ne sont pas l'élément unique déterminant les modifications de la distribution. Aussi pour apprécier plus exactement l'utilité, l'efficacité du système circulatoire, le facteur débit mérite-t-il une mesure directe spéciale. Sa dépendance envers le facteur pression n'est pas aussi univoque qu'on l'a cru. Malheureusement si les techniques de mesure des pressions sont très variées et bien connues, les mesures du débit sont moins bien connues et plus difficiles à réaliser.

C'est pourquoi nous avons entrepris ce travail. Son but essentiel est de passer en revue les méthodes de mesure des débits sanguins. Dans une première partie, nous avons tenté une analyse de l'hémodynamique circulatoire qui montre comment les différents paramètres peuvent être envisagés, et qui justifie la nécessité des mesures de débit parallèlement aux mesures de pression.

Dans le deuxième chapitre, nous avons rassemblé les méthodes classiques de mesure des débits sanguins. Pour chacune d'elles, nous avons tenté une analyse précise du principe qui en est à la base, et nous en montrons, à travers ses avantages et ses inconvénients, les limites pratique d'application.

Le troisième chapitre de notre étude est consacré au pléthysmographe. Cet appareil est exposé dans toutes ses applications possibles : non seulement en ce qui concerne la mesure des débits sanguins, mais encore en ce qu'il offre de possibilités pour l'exploration fonctionnelle de la circulation périphérique. A cette occasion, nous avons également exposé le pléthysmographe récemment mis au point à l'Hôpital Rothschild.

CHAPITRE I

ESSAI D'INTRODUCTION PHYSIQUE A UNE ETUDE DU SYSTEME CIRCULATOIRE

Le système circulatoire peut être assimilé à un système hydraulique en circuit fermé comportant :

- une pompe (le cœur) ;
- faisant circuler un fluide visqueux (le sang) ;
- à travers un système de canalisations ramifiées (les vaisseaux).

Ce système hydraulique peut être envisagé, dans sa totalité, comme un système mécanique en équilibre, siège d'échanges énergétiques avec l'extérieur. Le système reçoit de l'énergie, qu'il transforme en énergie mécanique de propulsion. Cette énergie mécanique est dissipée sous forme de frottements, à cause de la résistance que rencontre le fluide au cours de son écoulement. L'énergie est (classiquement) fournie par le cœur. Les vaisseaux, dans les théories classiques, n'ont pas de rôle moteur sur le fluide qu'ils contiennent. Dans cette hypothèse l'étude énergétique du système circulatoire revient donc à l'évaluation du travail du cœur. Ce travail est égal à l'énergie dissipée par les résistances à l'écoulement.

De ce qui précède nous pouvons tirer deux idées fondamentales :

1° La force motrice qui assure la circulation du sang est produite par le cœur ;

2° L'énergie transmise au sang par le cœur est dissipée dans l'ensemble du système vasculaire par les résistances à l'écoulement.

Nous pouvons donc séparer notre étude de l'hydrodynamique du système circulatoire en deux parties :

I. — Les conditions initiales de l'écoulement, à la sortie du cœur.

II. — Les conditions vasculaires.

Le cœur

La force qui agit sur le sang se traduit dans les faits par une mise en pression discontinue d'un certain volume du fluide. Ce volume, c'est l'ondée systolique (75 cm^3). Si nous considérons la grande circulation, l'ondée systolique est puisée dans l'oreillette à une pression nulle et mise sous une pression de 14 cm de mercure avant d'être chassée dans l'aorte. Ce travail est effectué en $35/100^{\text{e}}$ de seconde. Puis le cœur se repose $65/100^{\text{e}}$ de seconde. On peut ainsi évaluer son travail.

Le fait que le cœur travaille de façon pulsatoire exige de grandes précautions dans la description des phénomènes circulatoires artériels. Si nous considérons l'orifice aortique, nous voyons qu'à la fin de la systole, 75 cm^3 de sang débouchent sous une pression élevée. La fermeture de valvules sigmoïdes se produit. Le sang voit alors sa pression s'abaisser jusqu'au début de la systole suivante. Ainsi la pression qui, comme nous l'avons dit, constitue la force motrice qui fait progresser le sang, est-elle variable d'un moment à l'autre. Aussi tout le régime d'écoulement va être un régime continu mais pulsatoire. C'est pourquoi il faut préciser dès maintenant les divers paramètres physiques qui permettent d'étudier l'hydraulique circulatoire, en distinguant bien les valeurs *instantanées* et les valeurs *moyennes*.

En ce qui concerne le cœur, nous parlerons donc du débit moyen D_T (1), de la pression moyenne P_A (pression moyenne dans l'aorte), de la vitesse moyenne d'expulsion du sang V_A (dans l'aorte). Les valeurs instantanées sont d , p_a et v_a .

(1) D_T : Débit total.

1° LES PRESSIONS.

p_a est la pression vraie dans l'aorte, telle qu'elle est enregistrée par cathétérisme. Ses variations sont bien connues. Sa valeur maximum est la pression systolique, sa valeur minimum, la pression diastolique. Chez un même sujet, la pression p_a peut être assimilée à une constante biologique au cours des diverses adaptations. Des mécanismes régulateurs complexes tendent en effet à maintenir constante la valeur de cette pression malgré

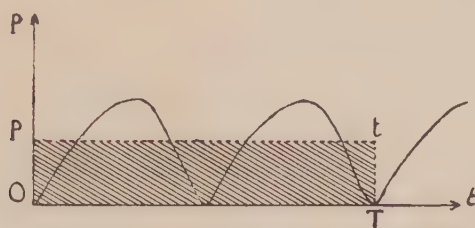


FIG. 1

les perpétuelles variations des besoins circulatoires. Nous définirons par pression moyenne la pression constante qui, régnant dans l'aorte, provoquerait le même effet circulatoire global que la pression réelle.

$$P_A = 1/T \int_0^T p_a dt$$

Sur la courbe des pressions réelles (Fig. 1), c'est l'ordonnée telle que le rectangle $PtTo$ soit égal à l'aire de la courbe. Cette pression est la pression motrice ou pression efficace du cœur. Certains appareils permettent de la mesurer directement (manomètre de Hamilton).

2° LES DÉBITS.

Pour les débits, il en est de même. Le débit instantané d_t est variable. Il est nul pendant 45/100^e de seconde. Le débit moyen D_T (en centimètre cube par minute) est l'intégration sur une minute du débit instantané.

$$D_T = \int_0^{1 \text{ minute}} d_t \times dt$$

On peut le définir autrement. Si V est l'ondée systolique et F le rythme du cœur (en battements par minute), on a : $Dt = F \times V$. A la différence de la pression moyenne P , le débit moyen Dt varie dans de larges proportions au cours des réactions d'adaptation. L'exercice, la digestion augmentent le débit global Dt . Cette adaptation est le résultat de deux composantes : F peut s'accroître. V peut s'accroître. Mais au cours d'une brève expérimentation, on peut considérer que Dt reste constant. Cette notion doit être retenue pour interpréter correctement les variations des débits locaux.

3° LES VITESSES.

La vitesse instantanée v_A du sang dans l'aorte est également variable. Elle change même de sens pendant une partie de la systole, pour remplir les valvules sigmoïdes. Certains auteurs considèrent un élément fixe et un élément variable. Les définitions de valeurs instantanées et de valeur moyenne nous semblent plus mathématiques. Nous dirons donc que la vitesse moyenne du sang dans l'aorte V_A est définie par l'intégration dans le temps T de la vitesse instantanée

$$V_A = 1/T \int_0^T v_A dt$$

4° LES SECTIONS.

Un dernier élément intervient, c'est la section de passage offerte au fluide, ou section de l'aorte. Elle aussi est variable à cause de l'élasticité des artères. Sa valeur instantanée est s_A . Nous verrons plus loin que, si l'on suppose les artères parfaitement élastiques, s_A est une fonction de p_A . Quoi qu'il en soit, on peut définir aussi une section moyenne de l'aorte S_A .

5° LES RELATIONS ENTRE LES PARAMÈTRES.

Dès lors, nous avons en présence 4 paramètres moyens : P_A , Dt , V_A et S_A qui sont les paramètres de base, « initiaux » de la circulation. Entre eux existent des relations.

Mathématiquement, nous savons que

$$Dt = V_A \times S_A.$$

D'autre part, la section d'une conduite élastique est une fonction de la pression qui y règne (voir plus loin et Annexe I, p. 181), donc

$$S_A = f(P_A).$$

Ainsi, ces 4 paramètres étant reliés par deux relations simples, la connaissance de deux d'entre eux permet de déterminer les deux autres.

Or, il existe une troisième relation entre P_A et D_T , relation d'ordre hydraulique. A pression moyenne constante, le débit est déterminé par les résistances que rencontrera le fluide mis en circulation. Cette relation, quoique impossible à déterminer en vraie valeur (voir le § II : Les vaisseaux) existe néanmoins. De cela nous pouvons conclure que les paramètres définis ci-dessus sont entièrement déterminés dès que l'un d'eux est fixé.

Physiologiquement, il est évident que c'est le paramètre P_A qui se « détermine » de lui-même. Ainsi, *la pression du sang dans l'aorte est-elle l'élément unique qui détermine les valeurs des différents paramètres du fonctionnement cardiaque*. Ceci, bien entendu, en dehors de toute modification vaso-motrice (qui romprait la « permanence du régime pulsatoire »). C'est cette pression qui détermine la vitesse du sang, la section de passage, donc le débit.

Théoriquement, la connaissance de la relation débit-résistance (problème hydraulique) et la connaissance de la relation section-pression (problème mécanique), permet de déterminer quantitativement les valeurs instantanées du débit sanguin, dès qu'on connaît la loi exacte des pressions instantanées. Cette dernière est actuellement obtenue par le cathétérisme.

6° LE CATHÉTÉRISME : mesure des pressions.

On sait que c'est à Chauveau et Marey que l'on doit les premiers enregistrements des pressions intra-cardiaques. Les sondes manométriques étaient introduites par la veine jugulaire (pour atteindre les cavités droites) ou l'artère carotide (pour atteindre les cavités gauches). Ces méthodes s'appliquaient au cheval. Actuellement, les techniques de cathétérisme sont couramment utilisées chez l'homme. Les sondes sont introduites par la veine du pli du coude et poussée, sous écran radioscopique, dans

l'oreillette droite et le ventricule droit, voire jusque dans l'artère pulmonaire et ses bronches. Par ces sondes, on peut aussi prélever des échantillons de sang. En ce qui concerne les cavités de gauche, le cathétérisme direct sur l'homme n'est pas pratiqué, car il nécessite une artériotomie. Aussi, la loi exacte pression = fonction du temps est mal connue chez l'homme. C'est pourtant là, l'élément-clef de toute la circulation du sang au départ du cœur, si l'on veut en envisager une étude physiologique à la lumière des notions exposées ci-dessus. Comme nous l'avons dit précédemment, de l'étude analytique de ces courbes, on pourrait, théoriquement, déduire la section offerte à l'issue du sang (section de l'aorte), la vitesse du sang dans l'aorte, donc le débit partant du cœur.

La pression instantanée dans le cœur représente donc, à notre avis, le facteur unique et capital qui détermine les conditions initiales de la circulation du sang.

7° LES PROBLÈMES THÉORIQUE ET EXPÉRIMENTAL : nécessité des mesures du débit cardiaque.

Mais dans l'état actuel de nos connaissances sur les résistances offertes à l'écoulement du sang, la relation débit-résistance est impossible à déterminer. Aussi, la mesure expérimentale du débit cardiaque vient-elle apporter la connaissance d'une deuxième variable du problème. Et, actuellement, au lieu de déduire la valeur du débit de la mesure de la pression et des résistances, les physiologistes déduisent les résistances de la mesure des débits et des pressions. Ainsi, il faut bien préciser les différences qui existent entre le problème théorique et le problème expérimental.

Théoriquement, la pression dans les cavités cardiaques constitue le facteur unique qui détermine, pour un état donné des vaisseaux, les valeurs des paramètres hémodynamiques au départ du cœur. Le débit, notamment, est fonction de cette pression pour une résistance donnée (qui elle-même dépend de l'état du système vasculaire).

Mais pratiquement, la mesure de la résistance étant impossible, la connaissance de la pression seule ne permet pas d'en déduire la valeur du débit. Force est donc aux physiologistes de mesurer le débit du cœur.

Et, c'est au contraire de la comparaison des résultats expérimentaux pression-débit, que l'on pourra déduire une connaissance approximative sur les résistances. C'est ainsi que divers auteurs proposèrent en dénommant R la résistance globale à l'écoulement, la formule

$$P = D.R$$

où P est la pression moyenne et D le débit moyen.

Cette formule fut reprise par Aperia ⁽²⁾ qui donne ainsi la valeur de la résistance : $R = (P-p) \times 1.332/D$.

Si P est la pression systolique (en mm de mercure), p la pression diastolique, D le débit (en cm^3 par seconde), le facteur 1.332 intervient pour que R soit mesuré en unités CGS et R s'exprime alors en « dynes-seconde par cm^3 ».

8° CONCLUSION.

En conclusion de ce premier paragraphe sur les bases théoriques de l'étude hémodynamique du cœur, nous voulons retenir :

a) que la pression intracardiaque est le seul paramètre « indépendant » de l'hémodynamique du cœur ;

b) que la mesure expérimentale des pressions intracardiaques est fondamentale ;

c) mais que la nécessité des mesures des débits doit nous obliger à rechercher des méthodes solides ;

d) qu'enfin, la solution au problème théorique de la relation pression-débit nécessite une analyse serrée des facteurs de résistance à l'écoulement du sang.

Les artères

Le sang chassé dans l'aorte va emprunter, pour retourner au cœur, un système de canalisations ramifiées. Il convient donc d'étudier tout d'abord la disposition de ces canalisations.

(2) Etude de l'hémodynamique, Berlin, 1940.

A. — L'arbre vasculaire.

L'arbre vasculaire comprend schématiquement trois secteurs : les artères, les capillaires et les veines. En réalité, il n'y a aucune frontière nette entre ces secteurs ; le passage artère-capillaire et capillaire-veine est progressif. La distinction est cependant certaine : les trois secteurs se distinguent par des dimensions différentes et par des structures pariétales différentes.

1° L'ARBRE ARTÉRIEL.

Il se caractérise par :

- les dimensions décroissantes des canalisations du cœur vers la périphérie ;
- l'existence d'une paroi riche en fibres musculaires et en fibres élastiques ;
- les hautes pressions qui y règnent.

L'aorte se divise tout d'abord en tronçons artériels de diamètres importants. Chacun de ceux-ci se divise à son tour en vaisseaux de calibres plus faibles, etc... Ainsi le diamètre de chaque artère va en diminuant du cœur vers la périphérie. Mais il faut noter ici un fait de très grande importance pour l'hydraulique générale du système circulatoire. A chaque division artérielle, la section globale offerte au sang par les deux branches est supérieure à la section du tronc avant sa division. Il en résulte que la section globale offerte au passage du sang s'accroît du cœur vers la périphérie. C'est ce que les physiologistes nomment « le cône artériel ». Cette notion très importante doit toujours être présente à l'esprit de celui qui observe les vaisseaux. En effet, l'impression dominante est que les vaisseaux se rétrécissent, que « le sang a donc de moins en moins de place ». Ceci est faux. Le sang a, au contraire, un volume offert plus grand à la périphérie. Ce qui est certain, c'est qu'il circule dans des vaisseaux plus étroits (ce qui, comme nous le verrons plus loin, crée d'importantes résistances). En ce qui concerne le problème des débits, nous tirons une conséquence primordiale de l'existence du cône artériel. Pour un même

débit à transporter, *les vitesses seront de plus en plus faibles, du cœur vers la périphérie*. Cette conclusion est indépendante des résistances à l'écoulement : elle résulte uniquement d'un facteur dimensionnel.

2° LES CAPILLAIRES.

Au terme de ses divisions successives, l'artère atteint des dimensions microscopiques, tandis que les fibres musculaires lisses disparaissent peu à peu de sa paroi. Quand le diamètre atteint 20 μ environ et quand il n'y a plus de gaine musculaire autour du vaisseau, on dit qu'il s'agit d'un capillaire. C'est le lieu d'échanges entre le sang et le milieu intérieur. Ils se caractérisent donc par :

- leur dimension constante et très réduite ;
- l'absence de fibres musculaires lisses.

Leurs dispositions sont très variables, ils forment des réseaux anastomosés, présentant des shunts et des sphincters (Zweifach). La vitesse du sang y est très faible.

3° LES VEINES.

Elles sont caractérisées par :

- les dimensions croissantes de la périphérie vers le cœur ;
- la prédominance, dans leurs parois, des fibres musculaires ;
- les basses pressions qui y règnent.

Dans les systèmes veineux, la section globale offerte au sang décroît de la périphérie vers le cœur (ce qui provoque une augmentation des vitesses). De plus, à distance égale du cœur, la section du secteur veineux est supérieure à la section du secteur artériel.

En conclusion de ce bref exposé sur la disposition générale des conduites ramifiées qui constituent le système circulatoire, on peut se représenter schématiquement celui-ci comme formé de deux cônes accolés par leurs bases, le cône artériel étant plus étroit que le cône veineux à une même distance des capillaires (Fig. 2).

B. — Le problème hydraulique circulatoire.

Nous allons maintenant analyser les divers facteurs qui permettent de comprendre la progression du sang dans les artères. Ici, encore, comme dans le paragraphe consacré au cœur, nous supposons qu'aucune modification ne se produit dans les conditions circulatoires, que nous sommes en *régime permanent*.

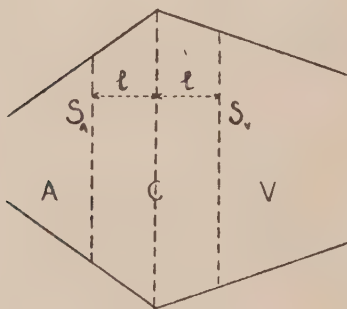


FIG. 2

A : versant artériel.
C : zone des capillaires.
V : versant veineux.

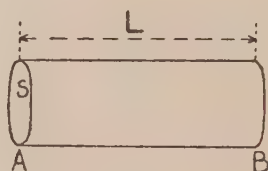


FIG. 3

1. DÉFINITIONS DES PARAMÈTRES.

Si nous considérons un tronçon de vaisseau A B de diamètre constant de A en B (Fig. 3), nous appellerons sa section instantanée s , sa longueur L , son épaisseur e . Le sang le parcourera à la vitesse instantanée v , le débit instantané sera d et la pression p . Les valeurs moyennes seront S , V , D , P . La section est reliée au rayon par la relation

$$S = \pi R^2$$

R est le rayon moyen sous la pression moyenne P .

2. LES BASES HYDRAULIQUES.

L'analyse des circonstances dans lesquelles le sang progresse dans les artères rappelle de trop près l'écoulement de fluides dans les tuyaux en charge pour que l'étude ne parte pas de

notions hydrauliques y affèrent. Mais cette approximation est grossière, nous allons montrer les différences.

a) *Ecoulement d'un fluide parfait dans un tuyau.*

Le problème le plus simple, en ce qui concerne l'écoulement d'un fluide dans un tuyau, est celui-ci (Fig. 4) :

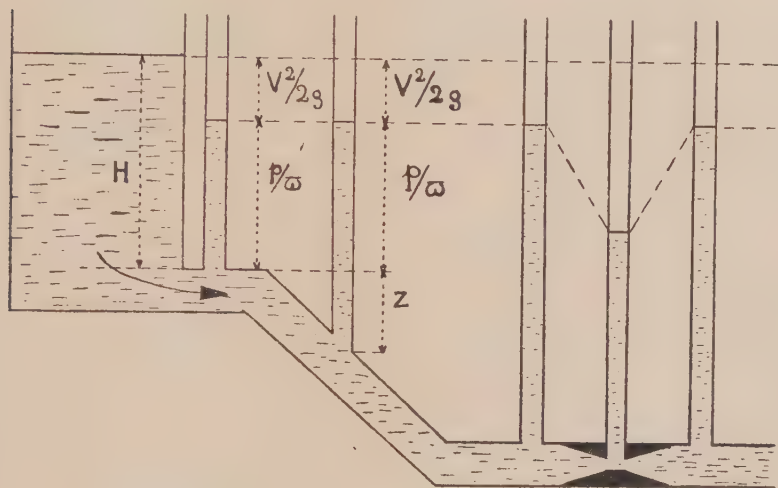


FIG. 4

Un réservoir alimente une conduite. Le plan d'eau est à un niveau constant au-dessus de l'orifice alimentant la conduite. Cette hauteur H traduit la charge de la conduite, c'est-à-dire qu'elle détermine la pression initiale $P = H \bar{\omega}$ ($\bar{\omega}$ est le poids spécifique du fluide). Le fluide est supposé *parfait*, c'est-à-dire de viscosité nulle. Dans ces conditions théoriques, la conservation de l'énergie appliquée du fluide permet de montrer que celui-ci peut s'écouler jusqu'à l'infini ; de plus dans la conduite, en un point quelconque, le théorème de Bernoulli permet de déterminer les grandeurs de la vitesse V , et de la pression P en fonction de l'altitude Z du point au-dessous de l'altitude de l'orifice, et des conditions de vitesse et de pression à l'origine : $V^2/2g + P/\bar{\omega} + Z = \text{constante}$.

La pression P se mesure facilement en un point quelconque. Elle est, en effet, la pression qu'exerce le fluide sur la paroi, ou pression latérale. Si donc, on perce un trou dans la paroi, le

fluide ne rencontrant plus de résistance à cet endroit, va s'élever dans un tube fixé à cet orifice jusqu'à une hauteur h . La hauteur de la colonne de liquide compensera la pression P ; donc $h = P/\bar{\omega}$. Ainsi, les manomètres à prises latérales permettront de déterminer la pression P . Et, au point considéré, V pourra être déterminée si la charge est donnée.

L'écoulement étant permanent, le débit de chaque section sera le même. Donc, si la conduite a un diamètre constant, la pression et la vitesse seront partout les mêmes pour une conduite horizontale. Si la conduite s'abaisse, la pression P s'accroîtra. C'est ce que l'on appelle l'accroissement hydrostatique de la pression (elle explique que, chez un sujet debout, la pression mesurée dans les membres inférieurs soit plus élevée qu'au niveau du cœur).

Cette compensation altitude-pression, qui rend constant le facteur $P/\bar{\omega} + Z$, provoque dans tous les tubes de prise de pression statique, un même niveau. La ligne qui joint ces niveaux est appelée ligne de pression statique ou ligne *piézométrique* : elle est horizontale. Sa distance au-dessus du plan horizontal passant par le niveau d'eau dans le réservoir (ce plan forme ainsi la *ligne de charge*) représente le facteur $V^2/2g$ de vitesse. Ainsi dans ces cas, ligne de charge et ligne piézométrique sont deux droites horizontales distantes de $V^2/2g$.

Supposons que le tuyau horizontal présente un rétrécissement. Le débit étant le même avant, pendant et après l'étranglement, la vitesse sera plus grande au niveau de l'étranglement. Par voie de conséquence, le facteur $V^2/2g$ devenant plus grand, la pression statique (pression latérale) à ce niveau est plus faible qu'à l'amont ou l'aval ⁽³⁾. Ainsi la ligne piézométrique va s'abaisser au niveau de l'étranglement pour remonter en aval à son niveau antérieur. Mais toujours $P/\bar{\omega} + Z + V^2/2g$ sera constant et égal à la charge H , c'est-à-dire que la ligne de charge reste horizontale.

b) Introduction de la viscosité.

En réalité, le fluide est toujours *visqueux*.

On appelle fluide visqueux, un fluide qui résiste aux déformations tangentielles.

(3) Cette constatation est la base théorique de l'appareil de mesure des débits appelé tube de Venturi.

Supposons (Fig. 5), dans un liquide, 2 éléments solides, plans, de surface s , distants de e cm. Pour déplacer l'un des éléments parallèlement à l'autre et lui imprimer une vitesse V , il faut vaincre une résistance due à la viscosité du fluide. La force nécessaire pour cela se définit par $F = \mu sV/e$ où μ est un facteur spécifique du fluide appelé *viscosité absolue*. Elle se mesure en *poises*. Si l'on rapporte cette viscosité absolue à la masse spécifique du fluide, on définit une *viscosité cinématique* $\nu = \mu/m$ dont l'unité est le stokes. On utilise enfin très souvent la *viscosité relative* en prenant l'eau comme terme de comparaison.

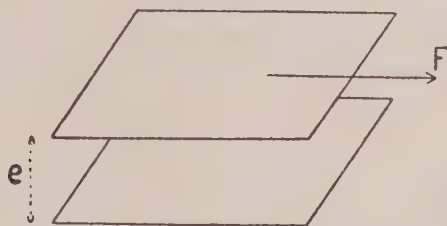


FIG. 5

L'introduction de la viscosité dans l'écoulement fait intervenir une perte d'énergie. En effet, le fait que le fluide soit visqueux entraîne la naissance, au sein du liquide en mouvement, de *forces*. Celles-ci, en déplaçant leurs points d'application, effectuent un travail. Ce travail (dissipé sous forme de bruit, de chaleur) est fourni par l'énergie cinétique du fluide en mouvement.

Ainsi, contrairement au théorème de Bernoulli, l'énergie cinétique du fluide *décroît* pendant le mouvement. Cela revient à dire que, dans le tuyau, la *charge* diminue au fur et à mesure que l'on s'éloigne du réservoir. Cette *perte de charge* est l'objet de nombreuses études. Entre deux points A et B du tube, elle s'exprime par :

$$\xi_A^B = (V^2/2g + P/\bar{\omega} + Z)^A - (V^2/2g + P/\bar{\omega} + Z)^B$$

On la mesure en centimètres.

Elle dépend de nombreux facteurs dont les principaux sont :

— la viscosité du fluide ;

- les dimensions et la nature du tube ;
- les changements brutaux (coudes, bifurcations, élargissements et rétrécissements).

a. — *Influence de la viscosité.* — Plus un fluide a une viscosité importante, plus les pertes par frottements internes sont grandes. En ce qui concerne le problème de l'hémodynamique, cette influence n'a guère à être envisagée car le sang a une viscosité que l'on peut considérer comme *constante*. Mais le facteur viscosité interviendra de façon importante quand, dans un appareil de mesures physiologiques, on fera des expériences tantôt avec du sang, tantôt avec d'autres liquides. Ainsi, quand on étalonne un débit-mètre avec du sérum physiologique, doit-on tenir compte d'un facteur de correction important étant donné que le sérum a une viscosité relative 4 à 5 fois moins importante que celle du sang.

β. — *Influence des dimensions et de la nature du tube.* — Dans une tuyauterie rectiligne, horizontale, de diamètre constant, l'existence de pertes de charge se traduit par une baisse de la ligne piézométrique (Fig. 6). La vitesse demeurant constante, la

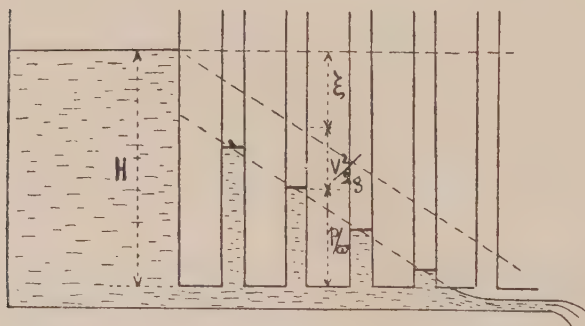


FIG. 6

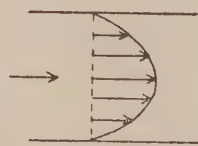


FIG. 7

ligne de charge s'abaisse aussi selon une parallèle à la ligne piézométrique (la distance entre les deux étant égale à $V^2/2g$). Donc la pression diminue le long de la conduite. On a une mesure directe de la perte de charge entre deux points distants d'une longueur L par la différence des hauteurs manométriques en ces deux points. Au point où la ligne piézométrique va rencontrer la conduite, la pression devient nulle : la conduite n'est plus en charge.

Poiseuille a étudié l'importance des pertes de charge. D'autres travaux ont suivi qui ont montré que, dans les hypothèses de ce paragraphe, les pertes de charge étaient proportionnelles à la longueur parcourue. La ligne piézométrique et la ligne de charge sont donc ici, deux lignes droites. Le facteur de proportionnalité s'appelle perte de charge linéaire, on le désigne par la lettre *J*. Il représente la diminution de la charge sur un mètre de longueur de conduite.

Le facteur *J* a donné lieu à une somme considérable de travaux, mais, même actuellement, il est difficile à déterminer par la théorie. De très nombreux paramètres interviennent.

Outre la viscosité, les facteurs suivants sont à considérer :

- La nature des parois du tube (facteur appelé rugosité).
- La vitesse de l'écoulement.
- Le diamètre du tube.

1. — *La nature des parois du tube* (problème de la rugosité).
Le long des parois, il existe une couche du fluide immobile. Au long de celle-ci, une couche concentrique est animée d'une faible vitesse. De proche en proche, on peut décomposer la veine fluide en une série d'éléments cylindriques animés de vitesses de plus en plus grandes jusqu'à la vitesse centrale la plus rapide. Sur le schéma, en portant, à partir de la section considérée des vecteurs de longueurs proportionnelles aux vitesses on obtient la « *courbe des vitesses* » (Fig. 7).

La vitesse moyenne (utilisée dans la mesure du débit) dépend de la forme de cette courbe. Or cette forme dépend énormément de la nature de la paroi.

Plus la paroi est rugueuse, plus la courbe des vitesses est pointue ; plus elle est lisse, plus la courbe des vitesses se rapproche de la courbe théorique (c'est-à-dire celle qui correspond à l'égalité des vitesses dans toute la section).

La rugosité, si elle est une notion claire dans son acception sensorielle, est par contre extrêmement difficile à déterminer mathématiquement. De nombreuses tentatives furent faites, mais aucune définition ne résiste à l'expérimentation hydraulique. Et, si les théoriciens poursuivent leurs efforts, les constructeurs eux, utilisent des abaques de pertes de charge linéaires établies par l'expérience.

En ce qui concerne notre problème hémodynamique, la rugosité est celle de l'endothélium vasculaire. Sans qu'aucune précision physique puisse, à l'heure actuelle, être apportée sur ce facteur, il nous semble, à priori, que cette rugosité doit être très faible et, de toute façon, sa constance est certainement très grande dans les conditions physiologiques. Peut-être, par contre, dans des désordres pariétaux provoqués par divers processus pathologiques, la rugosité de l'intima peut-elle être un facteur de plus de modification des conditions hémodynamiques.

2. — *La vitesse de l'écoulement* (problème de la turbulence). Lorsque les vitesses sont faibles dans une conduite, la vitesse d'une molécule peut être considérée comme étant toujours parallèle au sens de l'écoulement. Mais si la vitesse moyenne d'écoulement s'accroît, il arrive un moment où la molécule peut avoir une trajectoire qui, momentanément n'est plus celle de la veine liquide. A ce moment le régime, jusque là *laminaire*, devient *turbulent*. Le passage du régime laminaire au régime turbulent a été étudié par Reynolds. Celui-ci a montré que ce passage se produisait lorsque l'expression $V_c \times r/\nu$ atteignait environ la valeur 1.000. V_c s'appelle la vitesse critique. Or, du point de vue des pertes de charge, il faut bien comprendre que les 2 régimes d'écoulement sont très différents.

En régime laminaire, les travaux théoriques et expérimentaux ont montré que la perte de charge linéaire variait, en gros, comme le carré de la vitesse. $J = kV^2$.

En régime turbulent, les pertes de charge sont beaucoup plus importantes que celles prévues par les lois précédentes. Des travaux théoriques ont été consacrés à ce problème. Ils ont montré que la rapide augmentation des pertes de charge avec l'apparition des phénomènes de turbulence était en relation avec la rugosité de la paroi, la vitesse du fluide... Or, ce que nous avons dit sur les difficultés d'évaluation de la rugosité montre combien aléatoires sont les applications concrètes de ces théories.

Quoiqu'il en soit, il semble que le nombre de Reynolds n'atteigne jamais la valeur critique dans le système circulatoire. Le calcul du nombre de Reynolds appliqué à l'aorte donne une valeur d'environ 300. Certes ce calcul est très théorique en ce sens que les canalisations ne sont ni linéaires, ni de diamètre constant, ni exemptes de bifurcations. Néanmoins, et dans l'at-

tente d'études plus précises à ce sujet, il est raisonnable de supposer que l'écoulement du sang met peu en jeu les phénomènes de turbulence (sauf dans les cavités du cœur).

Par contre ces phénomènes peuvent intervenir dans certaines conditions pathologiques. Il est certain qu'un rétrécissement congénital, qu'un anévrisme provoque d'importants phénomènes locaux de turbulence. Une diminution de diamètre d'un vaisseau d'origine athéromateuse provoquera également des phénomènes de turbulence ; à ce niveau, les modifications de rugosité déjà signalées et les variations irrégulières de calibre causant des phénomènes de turbulence provoquent certainement de profondes modifications des conditions hémodynamiques.

Les phénomènes de turbulence doivent également être connus afin que, dans des appareils de mesures expérimentales, le constructeur ait le souci de les éviter. Un appareil où circulera le sang dérivé d'un organisme devra donc répondre à certaines règles dimensionnelles, afin de diminuer autant que possible les pertes d'énergie par turbulence.

3. — *Le diamètre du tube.* — C'est là certainement le facteur physiologique le plus important dans les variations de la perte de charge linéaire le long du système circulatoire. Devant lui, les deux facteurs précédents deviennent négligeables.

Considérons deux conduites l'une de grand diamètre D , l'autre de petit diamètre d .

Dans la grande conduite un certain volume V de fluide va présenter une surface de contact avec la paroi égale à

$$S = 4 V/\pi D^2$$

Dans la petite conduite, la surface de contact du même volume de fluide sera

$$S' = 4 V/\pi d^2$$

Donc S' sera beaucoup plus grande que S . Plus une conduite est petite, plus la surface de frottement du fluide sur les parois sera grande. Ainsi la perte de charge linéaire est beaucoup plus grande dans les petits vaisseaux.

De nombreux auteurs ont tenté d'évaluer la valeur de la perte de charge en fonction du diamètre. Poiseuille, au terme de nombreuses expériences sur les tubes capillaires, énonça la loi qui

porte son nom. De cette loi découle que le facteur J est inversement proportionnel à la 4^e puissance du diamètre.

$$J = k \, 1/r^4$$

D'autres lois furent proposées mais aucune n'est rigoureuse, à cause de l'inconnue que représente la rugosité des parois.

Nous voyons donc que la perte de charge linéaire dans une conduite rectiligne de diamètre constant est une donnée très difficile à établir par les théories hydrauliques, même dans le cas des tuyauteries industrielles. En physiologie, c'est une notion à peine étudiée jusqu'à présent. Des notions que nous venons d'envisager, on peut retenir que la perte de charge linéaire sera affectée dans deux sens opposés par la diminution du calibre des vaisseaux quand on va du cœur à la périphérie. La diminution des vitesses tendra à la faire décroître alors que la diminution des diamètres tendra à l'augmenter. Sans qu'une démonstration rigoureuse puisse le prouver, on peut supposer que les très grandes variations des diamètres joueront un rôle prépondérant devant les faibles diminutions des vitesses. Ainsi, *la perte de charge linéaire augmente vraisemblablement lorsque l'on envisage des vaisseaux de plus en plus petits.*

γ. — *Influence des changements brusques.* — En plus de la perte de charge due aux frottements internes du fluide et aux frottements fluide-parois, d'autres éléments augmentent localement encore la dissipation d'énergie.

Tels sont essentiellement : les changements de diamètre, les coudes et les bifurcations. A chacun de ces accidents, les changements de répartition des veines liquides et la turbulence, même légère, que ces changements provoquent, amènent une perte d'énergie, donc une perte de charge locale. En ce qui concerne les changements de diamètre, la perte de charge locale est d'autant plus importante que la variation est plus brutale.

En ce qui concerne les coudes. La perte de charge est d'autant plus grande que le coude est plus accusé.

Les bifurcations associent ces deux éléments puisque, dans le système circulatoire, toute bifurcation s'accompagne d'un accroissement de la section totale de passage.

δ. — Enfin, les pertes de charge que nous avons envisagées jusqu'à présent, supposent que le *régime est permanent*. Si des va-

riations de pression se produisent périodiquement (avec les variations de vitesses qu'elles entraînent) des pertes supplémentaires sont créées par les accélérations et les décélérations successives infligées au fluide en mouvement.

3. — RÉSUMÉ DES BASES HYDRAULIQUES.

Pour résumer les bases hydrauliques que nous avons déterminées, nous pouvons opérer ainsi. Au cours de sa progression dans un système de tubes ramifiés, un fluide visqueux consomme progressivement l'énergie que lui a conférée, au départ, la pompe. Cette dissipation d'énergie est équivalente à une diminution de la charge (c'est-à-dire de l'énergie potentielle traduite en hauteur du fluide).

Nous avons noté l'importance

— Des pertes linéaires qui sont d'autant plus importantes que le diamètre de la conduite est plus petit.

— Des pertes localisées aux changements brusques.

— Et, enfin, des pertes dues à l'existence d'un régime non uniforme.

L'ensemble de ces pertes de charge représente, dans le cas du système circulatoire, le travail fourni par le cœur. Ce travail est donc dissipé pour vaincre la résistance que rencontre le sang dans sa progression : c'est cette résistance que les physiologistes nomment *résistance périphérique*.

Il est intéressant d'envisager comment se répartit cette perte de charge le long du système circulatoire. Il est fréquent que l'on néglige les pertes de charge dans les gros vaisseaux. Elle est, dit-on, localisée au niveau des artérioles et des capillaires : c'est d'ailleurs là l'origine de l'expression : *résistance périphérique*, qui repose sur l'étude expérimentale du gradient des pressions. En effet la pression moyenne varie peu le long des gros troncs artériels, alors qu'elle diminue rapidement et brutalement dans le système artériolo-capillaire. Si l'on néglige le facteur vitesse, cette baisse subite signifie une grosse résistance. Mais si nous faisons intervenir le facteur vitesse et le facteur dimension, nous verrons que nous devons nuancer cette idée. Chaque bifurcation, offrant au fluide une section plus grande, la vitesse se réduit

vers la périphérie. Ainsi abstraction faite de la perte de charge due à la bifurcation la pression devrait s'accroître du centre à la périphérie (Fig. 8). Le fait qu'elle s'abaisse néanmoins prouve qu'il existe une perte de charge qui surcompense l'augmentation attendue.

Malgré cette réserve qui redonne aux pertes de charge artérielles une certaine valeur, il est certain que les résistances rencontrées par le sang dans les artéριοles et les capillaires doivent être très importantes comme nous l'avons montré. Mais l'application de la loi de Poiseuille ne saurait donner satisfaction.

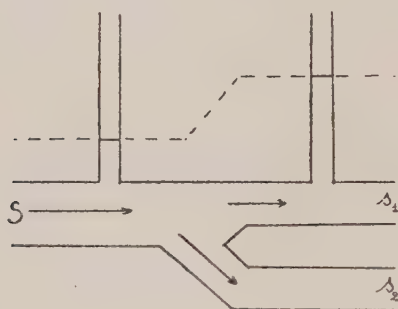


FIG. 8
 $S < s_1 + s_2$

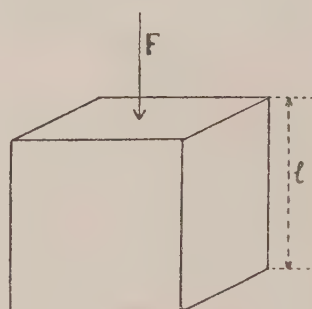


FIG. 9

En effet, la dimension des hématies est du même ordre de grandeur que le diamètre du capillaire. Dès lors, la « viscosité du sang » n'a plus de signification exacte. Il s'agit de l'écoulement d'un mélange non homogène qui s'effectue, certes, grâce au gradient de pression artériolo-veineux, mais dont le régime est fort éloigné de l'hydraulique.

Nous voyons donc, au terme de ce paragraphe, combien l'application des lois de l'hydraulique est complexe. Déjà, l'étude d'un système de canalisations ramifiées est une étude industrielle difficile. La distribution des eaux à une ville est un problème hydraulique complexe. Cette difficulté tient au fait que nous ignorons encore le mécanisme intime des frottements intérieurs des fluides visqueux.

Or, le système circulatoire est infiniment plus complexe encore et présente, de plus, un régime pulsatoire. Nous pensons donc que la théorie hémodynamique du système circulatoire est

loin d'être établie. Les lois que l'on peut proposer sont parcellaires et les résultats de l'expérimentation doivent être interprétés avec prudence, à la lumière de l'hémodynamique.

Mais une donnée émerge de l'ensemble des faits exposés, une donnée qui peut servir de guide et de repère fixe à toute étude expérimentale. *En un point quelconque du système circulatoire la charge H détermine toutes les conditions de la circulation en aval, quelles que soient les données qui, en amont, ont déterminé la valeur de H.* C'est de cette charge H et de la résistance que le fluide va rencontrer en aval que dépend le débit D. Entre deux points, la diminution de la charge correspond à la perte de charge dissipée pour vaincre les frottements (1).

Mais deux facteurs proprement physiologiques vont intervenir et compliquer encore le problème.

A la différence des conduites inertes qui ont été jusqu'ici le terme de comparaison de notre étude, les vaisseaux sanguins sont élastiques et toniques. Il est donc nécessaire d'envisager l'incidence de ces deux propriétés sur l'écoulement du sang dans les vaisseaux.

C. — L'élasticité vasculaire.

1) DÉFINITION :

On dit qu'une substance est élastique quand, après avoir subi une déformation sous l'influence d'une force, elle reprend sa forme primitive dès que cesse d'agir la force. Cette notion mécanique doit être distinguée de celle de l'extensibilité. Un corps extensible est un corps qui peut voir augmenter ses dimensions

(1) On a ici un problème analogue à celui de la circulation d'un courant électrique dans un conducteur. On sait que entre deux points d'un conducteur entre lesquels régnent une différence de potentiel V, l'intensité du courant sera donnée par la loi d'Ohm : $V = R I$

R est la résistance d'un conducteur.

Par analogie, on peut définir un facteur de résistance hémodynamique, en assimilant la différence de potentiel à la différence des charges : $H = R D$.

On a ainsi une relation simple où H se mesure en centimètres, D en centimètres cubes par seconde, R peut s'appeler le facteur de résistance. Une résistance de 1 serait celle d'un vaisseau provoquant une perte de charge de 1 cm quand il est traversé par un courant de 1 cm³ par seconde. C'est en partant de cette idée que beaucoup d'auteurs utilisent des relations Débits-Pressions de la forme

$$P = D \times R$$

comme nous l'avons signalé dans le paragraphe sur le cœur. Mais les bases théoriques de ces formules ne sont pas assez solides pour donner lieu à un progrès dans l'étude physique du problème.

de façon importante sans qu'une rupture se produise ; mais lorsque l'effort qui a provoqué la déformation, cesse, il ne reprend pas obligatoirement sa forme initiale. Les substances peuvent posséder l'une ou l'autre de ces deux qualités.

La pâte à modeler est très extensible, mais pas élastique, ainsi que la gomme à mâcher.

Un caoutchouc est à la fois extensible et élastique.

L'acier est élastique mais pas extensible (à froid).

Or, la tunique des artères renferme des fibres dites élastiques, qui procurent à ces vaisseaux une excellente élasticité (Burton) (4).

Ces fibres sont mises en évidence par l'examen histologique des coupes artérielles. Elles sont situées dans la média, ou tunique moyenne. Leur densité se modifie le long du système circulatoire : ce sont les gros vaisseaux qui en comptent le plus, alors que leur nombre diminue au niveau des petites artères et des artérioles. Nous verrons que c'est l'inverse en ce qui concerne les fibres musculaires, de sorte que l'on dit que les grosses artères sont de type élastique alors que les petites sont de type musculaire.

Les propriétés mécaniques des fibres élastiques ont montré leur grande élasticité ; elle suivent la loi de Hooke.

Cette loi est le critère d'un matériau élastique.

Prenons un parallélépipède d'un matériau élastique (Fig. 9). La section des bases est s , la longueur initiale l_0 . Si une force F est appliquée sur une base, la longueur devient l . Il existe un rapport constant entre la pression exercée (F/s) et le raccourcissement relatif $l-l_0/l_0$. Ce rapport constant si le matériau est parfaitement élastique, s'appelle coefficient d'élasticité Y (ou module de Young). Et, dans ce cas, nous avons :

$$F/s = Y (l-l_0)/l_0$$

soit :

$$F = Y s (l-l_0)/l_0$$

Cette expression est la loi de Hooke.

(4) In *Physiological Reviews*, 34, 619, 1954.

2) INFLUENCE DE L'ÉLASTICITÉ SUR LA PHYSIOLOGIE ARTÉRIELLE.

Considérons un tronçon de vaisseau AB (fig. 10a). Vide de sang il ne présente aucune résistance aux déformations transversales : on peut l'aplatir avec les doigts ; la pression qui règne à l'intérieur est nulle. S'il prend, dans ces conditions, la forme cylindrique, son rayon s'appellera rayon réel du vaisseau r_0 . Sous ce rayon, son volume est $\pi r_0^2 \times L$. Supposons alors que nous remplissions ce tronçon de vaisseau avec $\pi r_0^2 \times L$ cm³ de liquide (Fig. 10b). Le liquide remplira juste le vaisseau et aucune pression n'y régnera. D'autre part, dans ces conditions, aucune ten-

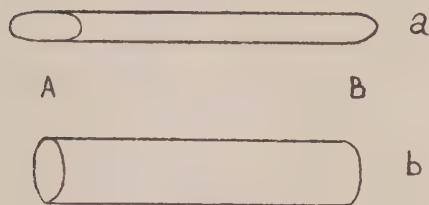


FIG. 10

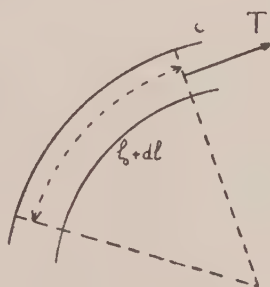


FIG. 11

sion n'existera dans la paroi. Si nous essayons d'introduire un excès de liquide dans le tube, nous allons mettre en jeu les phénomènes élastiques. Pour réussir, il faut que le vaisseau augmente de diamètre. Dès lors, chaque élément d'une section, de longueur initiale l_0 , devra s'allonger d'une longueur dl . La paroi étant élastique, l'allongement va faire naître une force tangentielle T appelée tension élastique, force qui a tendance à ramener le vaisseau à ses dimensions initiales (Fig. 11). Si le vaisseau est parfaitement élastique, cette tension T répondra à la loi de Hooke. L'ensemble de ces tensions élastiques maintiendra le fluide enfermé sous pression. Voilà comment s'expliquent les réactions réciproques d'un fluide sous pression et de la paroi du tube qui le contient. A chaque augmentation de pression correspond un accroissement du rayon du vaisseau. Celui-ci provoque une augmentation des tensions élastiques de la paroi, jusqu'à ce qu'un nouvel équilibre s'établisse.

Les calculs exacts qui traduisent ces phénomènes ont été faits

en annexe (voir annexe I, p. 181) et permettent de conclure que chaque pression provoque une dilatation du vaisseau jusqu'à ce qu'il ait un rayon r bien déterminé. Dons $r = f(p)$. Cette étude statique du phénomène peut être étendue aux phénomènes pulsatoires qui règnent dans les artères.

Marey avait montré, dans une expérience bien connue, l'influence de l'élasticité sur le débit d'une canalisation alimentée en régime pulsatoire. L'analyse qualitative du phénomène est aisée. Au point A, au moment où la pression s'accroît (systole), le diamètre du vaisseau augmente, et la tension élastique dans la paroi augmente également. Une certaine énergie mécanique est ainsi emmagasinée. Au moment de la diastole, la pression baisse dans le vaisseau et la tension élastique de la paroi l'emporte : le diamètre diminue, de l'énergie est restituée. Ainsi, à la systole, la pression dans un vaisseau élastique est plus faible que dans un tube rigide ; à la diastole, la pression dans un vaisseau élastique est plus forte que dans un tube rigide. L'élasticité joue donc un rôle de volant en ce qui concerne les variations de pression. Il en résulte que 1° en un point donné, les pressions subissent des oscillations plus faibles et que 2° entre deux points A et B, le gradient des pressions subit des oscillations plus faibles. Il en résulte que les variations instantanées du débit et des vitesses seront plus faibles dans un tuyau élastique que dans un tuyau rigide. L'élasticité des vaisseaux amortit toutes les variations du circuit.

D. — La vaso-motricité.

Une autre propriété des parois vasculaires vient jouer dans l'étude de la circulation d'une façon décisive : les vaisseaux sont contractiles. En effet, il existe dans leurs parois des fibres musculaires lisses qui leur permettent de modifier leurs diamètres, en dehors de tout phénomène d'élasticité. L'incidence de ce facteur sur les paramètres que nous avons envisagés est double.

En l'absence de toute modification de dimension du vaisseau, l'action *tonique* des fibres musculaires exerce, en permanence, des efforts qui vont s'intriquer avec les efforts purement hydrauliques et élastiques envisagés jusqu'ici. C'est l'étude du *tonus vasculaire*.

La mise en jeu des fibres musculaires va provoquer des mo-

difications plus ou moins étendues des sections offertes au passage du sang, entraînant une redistribution des paramètres de l'écoulement du sang. C'est l'étude de la *vaso-motricité*.

1) LE TONUS VASO-MOTEUR.

Nous l'étudierons tout d'abord car son existence ne perturbe pas les conditions de continuité du régime d'écoulement. C'est un facteur de plus, mais constant dans le temps. Sa présence va néanmoins compliquer les choses.

Il est facile de montrer que les parois artérielles sont en perpétuelle tension musculaire. Il suffit de bloquer les ganglions sympathiques à l'aide d'un ganglioplégique pour provoquer une vaso-dilatation dans les territoires correspondants. Ceci signifie que, dans les conditions normales, la paroi artérielle est sous une tension mécanique active, différente de la tension élastique développée par la pression du fluide.

L'existence d'un effort tangentiel actif, indépendant des efforts provoqués par la pression dans le tube peut s'analyser ainsi. Une section longitudinale est soumise à l'effort actif (en dynes par cm) qui tend à fermer le tube. D'autre part, elle est soumise à l'effort résultant de la pression intérieure (selon la loi de Laplace) $T = P.r$, qui tend à ouvrir le tube. La résultante de ces deux forces au niveau de la section considérée est

$$F = T - t \text{ en dynes par cm.}$$

Le tube étant en équilibre, c'est que cette force est compensée par la réaction élastique de la paroi. Ainsi, pour chaque couple de valeur t et P , un équilibre est possible. L'absence totale d'effort actif nous ramène au cas de l'élasticité pure précédemment envisagé : c'est la vaso-dilatation paralytique.

L'étude mathématique précise de l'influence des facteurs indépendante P et t sur le diamètre du vaisseau a été faite en annexe (voir Annexe I, p. 183).

Du point de vue énergétique, on peut se demander ce que devient l'énergie consommée par les fibres lisses des parois artérielles au cours de leur travail tonique. Cette énergie est-elle dépensée au profit du fluide circulant ? Autrement dit, l'hypothèse selon laquelle la seule force de propulsion du sang provient du cœur, est-elle à réviser ? Nous ne le pensons pas. Car les forces développées dans la paroi artérielle n'effectuent aucun tra-

vail et sont analogues à celles qui se produisent dans un muscle soutenant une charge immobile. Il s'agit d'un travail statique ne communiquant aucune énergie mécanique. Son effet est simplement de transformer les conditions hydrauliques de l'écoulement du sang. Ceci est analogue à la précontrainte utilisée dans les conduites forcées des usines hydro-électriques. L'étude de ces conduites montre que, par apport aux conduites classiques, elles permettent d'utiliser des diamètres plus petits pour des charges plus grandes, grâce à la diminution provoquée dans les contraintes tangentielles, mais aucun travail mécanique n'est évidemment fourni au fluide.

Le fait que le tonus vaso-moteur diminue — toutes choses égales par ailleurs — les efforts de rupture des vaisseaux sanguins est, nous le pensons, une notion peu courante.

2) LA VASO-MOTRICITÉ.

Le système circulatoire, tel que nous l'avons envisagé jusqu'ici est en régime continu. Mais la perpétuelle adaptation de l'organisme aux variations du milieu provoque des demandes variables en sang. L'adaptation du débit sanguin est réalisée par l'adaptation du calibre des vaisseaux. C'est la vaso-motricité, autorisée par l'*ajustement du tonus vaso-moteur*.

C'est Claude Bernard qui mit en évidence les phénomènes vaso-moteurs (1851). A la lumière de ce que nous avons vu plus haut, nous pouvons dire qu'une vaso-constriction consiste en une augmentation de l'effort tangentiel actif, une vaso-dilatation consiste en une diminution de celui-ci. Lorsque, dans une section d'artère, l'effort tonique s'accroît, une diminution du calibre offert au sang se produit. Les conditions hydrauliques sont alors perturbées. Entre la pression, la vitesse et la section un nouvel équilibre s'établit qu'il est mathématiquement très difficile d'analyser. En effet, d'après la loi de Bernoulli la diminution du calibre entraîne un accroissement de vitesse et une diminution de pression. Cette diminution théorique de pression (qui semble paradoxale aux physiologistes) provoque un réajustement du diamètre à cause des phénomènes de tension élastique. A ces données s'ajoutent la production d'une perte de charge due au changement de section et d'une perte de charge due à l'écoulement dans un tube plus mince.

Quoiqu'il en soit, le résultat global d'une telle vaso-constriction, surtout si elle s'étend quelque peu, provoque surtout une résistance accrue à l'écoulement du sang qui produit à son tour une élévation de la pression à l'amont du rétrécissement. L'augmentation des pressions, s'étendra jusqu'au niveau des premières branches collatérales. L'augmentation de pression à l'amont entraîne une distension élastique de celles-ci qui vont, dès lors, écouler l'excès de débit « refusé » par la section rétrécie (Fig. 12). Ainsi, nous pouvons dire qu'une vaso-constriction localisée entraîne une simple modification de la *répartition* de la masse sanguine. Seule la partie immédiatement en amont d'un rétrécissement verra les lois de pression modifiées. Cet

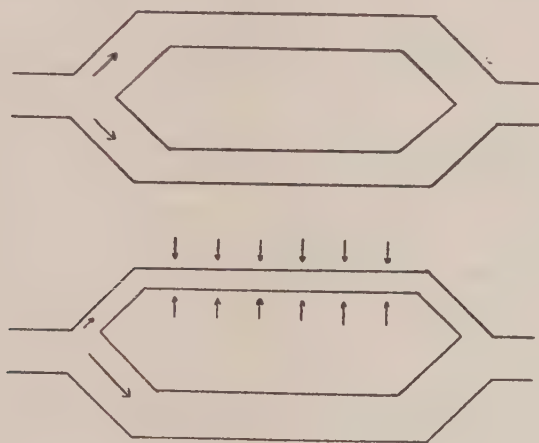


FIG. 12

équilibre est celui qui se réalise lors de réactions vaso-motrices de brève durée, qui n'entraînent aucune modification du débit cardiaque.

Dans la réalité, l'équilibre n'est jamais purement passif : des réflexes vaso-moteurs interviennent qui modifient ce schéma purement mécanique de la réponse. Lorsqu'une zone est le siège d'une vaso-constriction, des réactions de vaso-dilatation se produisent dans d'autres régions.

Mais il est des cas où ces processus actifs ou passifs peuvent être débordés. C'est, par exemple, le cas d'une action vaso-constrictive brutale et très étendue. Alors, aucune voie n'est offerte au sang « refusé » qui voit dès lors sa pression augmenter dans

de grandes proportions. Ce n'est que dans un second temps que, par voie réflexe, le cœur diminuera son débit et le sang s'accumulera dans le versant veineux du système circulatoire.

Les cas sont exceptionnels où une diminution de calibre provoque une perturbation durable des pressions. Ce sont essentiellement les rétrécissements permanents d'un gros vaisseau (rétrécissement de l'aorte) et les maladies qui provoquent une diminution généralisée du calibre des vaisseaux artériels. Ce dernier cas, quoique sortant de la pure physiologie, est d'un intérêt capital pour l'étude de la pathogénie de l'hypertension artérielle.

LES STIMULI VASO-MOTEURS

Les facteurs qui sont susceptibles de mettre en jeu les réactions vaso-motrices sont innombrables. Leur découverte et les interprétations sur leurs modes d'action constituent un des chapitres les plus étendus de la physiologie. Leur étude sortirait du cadre du sujet que nous nous sommes proposé. Il nous paraît cependant nécessaire d'envisager quelques faits et quelques idées concernant ces excitants et les réponses vaso-motrices qu'ils provoquent, en ce qu'ils peuvent apporter à l'orientation des recherches sur la circulation du sang.

1. NATURE DES EXCITANTS.

Sans avoir la prétention d'énumérer tous les excitants du système circulatoire, nous aimerions rappeler quelques notions qui montrent la difficulté de l'analyse de leur mode d'action.

L'excitation nerveuse et l'excitation humorale sont toutes deux connues ; l'une et l'autre posent des problèmes complexes. Par l'intermédiaire du système nerveux, chaque vaisseau sanguin est sensible à tout signal perçu dans l'organisme, tant intéroceptif qu'extéroceptif. Non seulement le signal primitif pourra provoquer une réaction vaso-motrice, mais encore les signaux secondaires constitués par les réponses de l'organisme au premier signal. Ainsi la vaso-constriction obtenue par injection d'adrénaline est-elle un signal secondaire provoquant une réaction de vaso-dilatation.

La nature même de la liaison physiologique qui relie l'excitant à la plaque motrice d'une région vasculaire est encore mal élu-

cidée. Citons quelques-uns des problèmes actuellement posés à ce sujet :

— Nature de l'excitation et de l'inhibition.

— Phénomènes électriques, électro-chimiques et biochimiques de la transmission de l'influx nerveux.

— Etude anatomique, physiologique et histochimique du système nerveux sympathique et parasympathique, dans le but d'analyser les différents étages de la transmission nerveuse, en remontant de l'axone postganglionnaire, par le ganglion et la fibre préganglionnaire jusqu'à la moëlle et les étages successifs de l'encéphale, jusqu'au cortex, tant au niveau de ses zones motrices qu'au niveau de l'aire orbitaire de la cingula, etc...

— Analyse du fonctionnement de la substance réticulée des chémorécepteurs, des barorécepteurs...

A ces problèmes de transmission nerveuse viennent s'adjoindre les questions soulevées par la sensibilité des vaisseaux aux facteurs humoraux. D'innombrables substances chimiques ont une action vaso-motrice. Les unes sont des hormones, les autres des drogues. Comme d'autre part une excitation du système nerveux provoque la libération d'hormones (par exemple surréna-liennes), on voit combien l'analyse de la nature des excitants vaso-moteurs est complexe. Cette analyse physiologique n'est possible qu'en utilisant des schémas biologiques simplifiés (cœur isolé, muscles perfusés...) C'est de cette façon que l'on peut séparer les diverses causes qui, sur l'être vivant entier, concourent à créer les modifications vaso-motrices normales ou pathologiques.

2. NATURE DES RÉPONSES.

La réponse vaso-motrice à un excitant simple présente un double caractère :

— Un caractère de généralisation ou d'extension.

— Un caractère de spécificité locale.

Le caractère de généralisation se traduit par le fait qu'un excitant localisé provoque des réactions à distance, tant par le fait que cet excitant est « enregistré » par le système nerveux (et

agit alors en tant qu'excitant global), que par le fait que la réponse locale entraîne des réactions générales.

Ces phénomènes interférant dans la région étudiée où l'on peut distinguer deux principes contradictoires dans la réponse locale observée :

a) Le vaisseau, faisant partie d'un organisme entier est soumis à la destinée de tout l'organisme. Ainsi sa réactivité est-elle soumise aux facteurs nerveux et humoraux qui met en branle l'application du stimulus, et qui nécessite l'intégrité organique. Envisagée sous cet angle, la réponse vasculaire participe au processus d'homéostasie. C'est ainsi que le froid provoque une vasoconstriction, de même que l'émotion. Dans le muscle, l'exercice musculaire amène une vaso-dilatation.

b) Mais selon la région où se trouve le vaisseau, selon sa nature même, le mode de réactivité est différent. Chaque région possède une physionomie particulière. Les mêmes facteurs, auxquels sont soumis tous les vaisseaux, sont interprétés d'une façon différente selon les régions. Cet aspect de la question constitue un champ nouveau et illimité à la recherche.

Nous pouvons donner un exemple constitué par les réponses cutanées au froid : considérons un test aussi bien codifié que le cold pressure test. Donnera-t-il les mêmes résultats chez des sujets normaux selon qu'ils sont habitants du pôle ou de l'équateur ? Quelle sera la différence des réponses si l'application se fait non plus sur la main — région habituellement découverte — mais sur un territoire habituellement couvert (par exemple la région hypogastrique ou dorso-lombaire) ? On voit par cet exemple la relativité de ces sortes d'expériences. Et encore, ce test thermique lorsqu'il est appliqué à la main, utilise un excitant adéquat pour celle-ci. L'application d'acide chlorhydrique dilué serait à peu près sans effet à ce niveau, alors qu'il provoquerait des modifications circulatoires importantes au niveau de la muqueuse gastro-duodénale.

Nous constatons donc qu'une étude des réactions vaso-motrices doit tenir compte des phénomènes particuliers à chaque type de test étudié : nature du stimulant, caractéristiques originales de la réponse en fonction de la zone réactive envisagée, nature des relations de cette zone avec le reste de l'organisme au moment de l'expérimentation.

CONCLUSION SUR L'ÉTUDE DE LA VASO-MOTRICITÉ.

Au terme de cette brève étude sur la vaso-motricité envisagée en rapport avec les paramètres hémodynamiques, nous voyons que son intervention provoque une modification du régime d'écoulement. Il se produit une modification au niveau où l'excitant modifie le calibre des vaisseaux. Cette modification initiale s'étend ensuite par une série de réactions. Cette chaîne très complexe comporte des éléments passifs hémodynamiques dus aux modifications des débits et des pressions au niveau de la perturbation ; elle comporte en outre des éléments actifs réflexes ou humoraux qui modifient activement les conditions de l'écoulement dans d'autres régions de l'organisme. On peut donc dire que toute modification locale conduit à une nouvelle répartition des débits sanguins. Etudier un stimulus vaso-moteur, c'est étudier comment se produit le nouvel équilibre de l'organisme soumis à ce stimulus, compte-tenu des lois physiques et des lois physiologiques de l'hémodynamique.

E. — La propulsion sanguine périphérique.

Nous avons vu, jusqu'à présent, que l'existence de fibres musculaires lisses dans les parois vasculaires pouvait être étudiée sous un double aspect :

— Elles procurent aux vaisseaux un tonus.

— Elles permettent une adaptation du débit aux besoins grâce aux phénomènes vaso-moteurs.

Nous avons montré que, sous ce double aspect classique, les artères ne participent en aucune manière à la propulsion du sang. Dans cette hypothèse, c'est le cœur seul qui procure au sang son énergie. Les vaisseaux répartissent ensuite le débit fourni selon les besoins.

Or, cette hypothèse connaît quelques oppositions. Certains auteurs attribuent un troisième rôle aux fibres musculaires lisses des parois artérielles. Wharton Jones ⁽⁵⁾ (1851) observant la palpure de grenouille, Schiff ⁽⁵⁾ (1854) l'oreille du lapin, puis d'autres auteurs décrivirent des contractions rythmées des artères

(5) Cités par HERMAN, « Physio. de la Circul. », p. 281.

se propageant sur leur longueur d'une manière analogue à des mouvements péristaltiques, indépendamment des contractions cardiaques. Ces mouvements auraient une action de propulsion sur le sang contenu dans les vaisseaux. Certains ont parlé de « cœur périphérique ». Lemaire, Loeper et Housset ⁽⁶⁾ pensent que les artères « possèdent une véritable propriété kinétique participant activement à la propulsion sanguine ». D'autres envisagent l'onde dicrote comme une surpression provoquée par la constriction active de la paroi artérielle.

Ces faits sont encore très discutés, mais si leur réalité est prouvée, ils constitueront un facteur nouveau et important qui bouleversera les données fondamentales actuellement admises et sur lesquelles nous avons établi nos hypothèses physiques et hydrauliques.

Tout d'abord, le système énergétique que constitue le système circulatoire ne recevrait plus son énergie exclusivement du cœur. Ainsi, l'évaluation du travail du cœur n'aurait plus la même importance théorique. L'évaluation du travail fourni au sang deviendrait très complexe. Ensuite, le rôle du tonus et de l'élasticité des parois artérielles ne pourrait plus être envisagé exactement de la manière dont nous l'avons fait, puisque nous avons supposé ces parois purement passives, pour un tonus donné. Enfin, l'existence d'une force motrice locale (et certainement variable avec les régions et avec les circonstances) augmenterait encore l'autonomie régionale par rapport au cœur.

Quoiqu'il en soit, les études théoriques du système circulatoire ne sont pas suffisamment avancées pour que cette erreur nécessite, actuellement, une correction. Ce n'est que par des méthodes expérimentales que les écarts des résultats observés avec les résultats attendus, obligeront à formuler de nouvelles hypothèses à ce sujet.

F. — Le volume du sang.

Une autre différence existe entre le système circulatoire et le schéma hydraulique que nous en avons proposé. La masse du sang mis en mouvement peut varier. Au niveau des capillaires, le bilan des échanges volumétriques peut ne pas être nul et la masse circulante peut augmenter ou diminuer.

(6) Congrès français de Médecine, Paris 1953.

Ces variations sont suffisamment lentes pour qu'elles n'interviennent pas au cours des expérimentations courantes. Aussi, cette donnée, très étudiée parmi les facteurs pathogéniques de certaines maladies vasculaires, ne nous retiendra pas dans le cadre de cet exposé. Nous la citons néanmoins car son étude peut être envisagée.

G. — Les mouvements.

Un dernier facteur, que nous voudrions seulement évoquer ici, est constitué par les mouvements. La mise en mouvement active ou passive crée, dans les vaisseaux, des forces nouvelles dues à l'inertie et dont l'importance est en rapport avec l'accélération du mouvement. Ces forces s'ajoutent à celles que nous avons déjà signalées et modifient les conditions hémodynamiques. Si l'influence des mouvements n'a que peu d'importance dans les conditions normales, il n'en va plus de même dans certains cas particuliers mais fort importants, l'aviation en particulier. C'est pourquoi ces problèmes ont été étudiés essentiellement dans les laboratoires de physiologie aéronautique.

Conclusions

Nous avons voulu tenter d'analyser les facteurs mécaniques qui influencent la circulation du sang dans les vaisseaux. Certains sont reliés entre eux, d'autres sont indépendants. Dans une section d'artère, ce sont essentiellement les valeurs instantanées et moyennes de la pression, du débit, de la vitesse du sang, de la section, des forces élastiques et toniques régnant dans la paroi, enfin la perte de charge (c'est-à-dire la résistance locale de l'écoulement). C'est d'une étude serrée de ces divers paramètres que peuvent venir les progrès dans l'étude théorique du système circulatoire. Or, les relations physiologiques entre ces facteurs sont soumises à deux lois contradictoires :

— Il existe une unité organique qui fait que les changements en un point du corps provoquent des changements en tous les points du corps (donc les facteurs envisagés ci-dessus sont liés par des lois générales).

— Il existe une autonomie régionale qui fait qu'à un même stimulus chaque région réagit à sa manière (donc les facteurs sont liés par des lois régionales).

La complexité du problème rend impossible une explication purement mathématique. Certes, les relations physiques liant divers paramètres doivent être connues ; mais seule l'étude expérimentale peut éclairer l'ensemble de la question.

A cet égard, on peut envisager trois orientations différentes dans l'expérimentation :

1. — La détermination à un instant donné, des relations qui lient ces différentes variables (c'est l'étude des conditions locales de la circulation).

2. — La détermination des modifications de ces variables lors d'une modification de l'une d'elles et plus précisément, l'étude des modifications apportées par un changement du tonus vasomoteur (c'est l'étude de la vaso-motricité).

3. — La détermination de la façon dont les conditions locales de circulation sont liées avec les conditions en amont et notamment avec les modifications du fonctionnement du cœur.

Or, c'est surtout en ce qui concerne la pression du sang que ces problèmes ont été abordés par les physiologistes. Les techniques, les appareils, les travaux sont innombrables à ce sujet. La facilité (relative) avec laquelle le facteur pression peut être mesuré a donné une orientation exclusive aux recherches et a conduit à résoudre tous les problèmes en termes de pression. Les autres facteurs circulatoires, plus difficiles à déterminer, sont restés moins étudiés. Pourtant, la pression est loin d'être le seul élément de modification des conditions circulatoires. Juger de l'efficacité d'une irrigation sur une étude purement centrée sur la mesure des pressions risque de faire commettre de graves erreurs d'interprétation.

En réalité, le problème est de déterminer si la quantité de sang apportée en une région est adaptée aux besoins. c'est donc la mesure des *débits* sanguins qui doit être tentée. On pourra se rendre compte, alors, dans quelle mesure le débit sanguin est influencé par la pression, certes, mais aussi par de nombreux autres facteurs (par exemple, par la tension active dans les parois).

C'est pourquoi nous nous proposons, dans la suite de ce travail, d'exposer les diverses méthodes de mesure des débits sanguins qui ont été utilisées dans les recherches physiologiques.

CHAPITRE II

LES METHODES DE MESURE DES DEBITS SANGUINS

Introduction

Objet du deuxième chapitre.

Cette deuxième partie de notre travail a pour objet d'exposer les méthodes utilisées dans la détermination du débit sanguin. Nous nous efforcerons d'en montrer les principes de base, les applications et la valeur. Seule, la méthode utilisant le pléthysmographe n'est pas décrite ici, mais le sera à part, dans le troisième chapitre, consacré exclusivement à cet appareil.

Le présent chapitre est subdivisé en trois paragraphes. Le premier est consacré aux méthodes sanglantes qui nécessitent un traumatisme chez le sujet en expérience, que ce traumatisme soit vasculaire ou périvasculaire. Dans le deuxième paragraphe, nous avons exposé les méthodes d'observation directe qui, tantôt s'accompagnent d'un traumatisme lorsqu'elles sont appliquées aux organes internes (mésentère, plèvre) faisant alors partie des méthodes sanglantes, tantôt respectent la couverture corporelle lorsqu'elles sont appliquées à la peau. Enfin, le troisième paragraphe traite des méthodes non sanglantes, ne nécessitant aucun traumatisme.

Pour le détail, le lecteur voudra bien se reporter au PLAN ci-contre.

PLAN DES METHODES EXPOSEES DANS LE 2° CHAPITRE

I. Méthodes sanglantes

(nécessitant un traumatisme)

Mesures volumétriques.

1. — Cloches volumétriques à déplacement.
2. — Cloches à variation de pression.
3. — Mesures par pesées.
4. — Artifices permettant une lecture directe du débit.
5. — Compte-gouttes.
6. — Compteurs (Stromuhr).

Mesure des temps de circulation et méthodes dérivées.

1. — Mesure des temps de circulation.
2. — Méthode des dilutions.
3. — Le principe de Fick.
4. — Méthode des « clearance » des organes.
5. — Méthode des « clearance » des tissus.

Mesures des vitesses.

1. — Méthodes directes (hémodromomètres).
2. — Méthodes indirectes.
 - a) mécaniques (turbinomètre, orifice-mètre, Pitot, Venturi).
 - b) Calorifiques (Hémodromomètre à fil chaud, thermo-Stromuhr).
 - c) Electro-magnétiques.

Le Rotamètre.

II. Méthodes tantôt sanglantes, tantôt non sanglantes

Méthode d'observation directe des vaisseaux sanguins.

III. Méthodes non sanglantes

Méthodes fondées sur l'observation de la peau.

Coloriscopie et colorimétrie cutanée.

Méthodes fondées sur les mesures thermiques.

1. — Méthodes thermométriques (températures cutanées).
2. — Méthodes thermo-calorimétriques.
3. — Méthodes calorimétriques.

Méthodes fondées sur des mesures mécaniques.

La ballistocardiographie.

Méthodes directes et indirectes.

Pour déterminer le débit d'une conduite, il existe théoriquement deux types de méthodes : les méthodes directes et les méthodes indirectes.

A. — On peut recueillir le fluide issu de la conduite dans un réservoir. Au bout du temps t , on détermine le volume recueilli V et on en déduit que le débit est

$$D = V/t$$

C'est la méthode directe. Elle a l'inconvénient d'interrompre le cours du débit.

B. — C'est pourquoi on utilise aussi des procédés indirects qui ont pour « objet de mesure » une grandeur G reliée au débit D par une relation fixe $D = f(G)$. Si cette relation est mathématiquement établie, la mesure de G permet une détermination de D par le calcul. Sinon, on doit procéder à un étalonnage préalable de l'appareil.

Voici quelques exemples. Dans le cas d'une conduite cylindrique de section connue S , on peut mesurer la vitesse v du fluide. On passera au débit grâce à la relation.

$$D = S \times v.$$

La grandeur mesurée est une vitesse, la relation est une relation géométrique, mathématique : on en déduira le débit par un calcul.

On pourra aussi mesurer l'effort exercé par le fluide sur une plaque plane disposée perpendiculairement au courant. On conçoit qu'il y a une relation entre cet effort F et le débit. Mais, comme cette relation ne peut pas être calculée facilement, on devra effectuer un étalonnage. Pour cela, on procède de la façon suivante. On fait arriver dans la conduite des débits connus et mesurés à l'aide d'une autre méthode. A chaque débit connu D on fait correspondre l'effort F relevé sur l'appareil de mesure et on construit la courbe $D = f(F)$ qui constitue la courbe d'étalonnage. Ainsi étalonné, l'appareil permettra ultérieurement de déterminer le débit par la lecture de l'effort F exercé par le courant sur la plaque de mesure (l'appareil que nous venons de décrire n'est autre que l'hémodynamomètre de Chauveau). Dans

cet exemple, la grandeur mesurée est une force, la relation n'est pas mathématique : on détermine le débit à l'aide d'une courbe d'étalonnage.

Dans l'un et l'autre cas, il importe, pour apprécier la valeur de la méthode de mesure, de déterminer avec précision :

- 1, — quelle est la grandeur mesurée : l' « objet de la mesure » ?
2. — Quelle est la nature de la relation entre l' « objet de la mesure » et de débit.

Débit moyen et débit instantané.

Lorsque le débit instantané est variable, il convient de faire une autre distinction dans les méthodes. Les unes donnant le débit instantané d , les autres le débit moyen D . Nous savons que l'on peut théoriquement passer de l'un à l'autre par l'intégration de d par rapport au temps :

$$D = 1/t \int_0^t d \cdot dt$$

Mais cette proposition mathématique donne rarement la possibilité matérielle d'un calcul car les variations du débit ne sont pas une fonction « simple » du temps. Comment peut-on pratiquement faire cette intégration ? Il s'agit dans la réalité, du problème suivant. L'appareil de mesure permet une détermination du débit instantané d , variable à chaque instant et il faut déterminer le débit moyen. Cela revient à déterminer la valeur moyenne de d . On y parvient en établissant la courbe du débit instantané en fonction du temps. On planimètre ensuite cette courbe sur un intervalle de temps T (ce qui revient à une détermination graphique du terme $\int_0^t d \cdot dt$). La valeur de la surface ainsi planimétrée, soit S , est divisée par T et on obtient ainsi le débit moyen $D = S/T$. Il existe d'ailleurs des systèmes automatiques qui calculent cette valeur moyenne.

Nous retiendrons de ce paragraphe la conclusion suivante : lorsqu'un appareil de mesure des débits enregistre de façon continue un débit instantané, on peut, par des procédés graphiques, calculer le débit moyen.

Les erreurs.

Ainsi pour chaque méthode employée, devons-nous analyser la nature de celle-ci : méthode directe ou indirecte, grandeur mesurée, relation de cette grandeur avec le débit, mesure moyenne ou instantanée. Ce n'est qu'à ce prix que nous pourrions estimer la valeur de l'appareil et ses possibilités. Cette dernière analyse devra, en outre, envisager les causes d'erreur.

Classiquement, il existe deux types d'erreur :

- Les erreurs subjectives, dues à l'expérimentateur.
- Les erreurs objectives, dues à l'appareillage.

Il nous semble intéressant de diviser en deux catégories ce second type d'erreur, en distinguant :

- Les erreurs d'appareillage.
- Les erreurs inhérentes à la méthode employée.

En effet, dans une mesure, il y a à considérer non seulement le sujet (l'expérimentateur) et l'objet (le « matériel »), mais aussi le type de relation entre le sujet et l'objet, c'est-à-dire la méthode choisie par l'expérimentateur. L'établissement même de cette relation est parfois susceptible de modifier l'objet, donc d'introduire une erreur dans l'observation que nous appelons : erreur de méthode. En physiologie, ce type d'erreur est extrêmement important. La simple observation d'un phénomène introduit très souvent un facteur perturbateur qui modifie le phénomène. Les exemples sont innombrables en physiologie classique. Pour étudier un réflexe chez la grenouille on utilise un animal décérébré, donc on perturbe le fonctionnement normal de l'animal. Pour observer un capillaire, on étale le mésentère sur la platine d'un microscope, provoquant ainsi de puissantes réactions vaso-motrices. Pour observer l'action vaso-motrice d'une drogue sur l'animal, on procède à l'anesthésie de cet animal avec du chloralose : or le chloralose a, lui-même, des incidences vaso-motrices...

Voilà ce que nous nous proposons d'appeler erreurs de méthode. Elles sont différentes des erreurs d'appareillage. Ces dernières peuvent être améliorées quantitativement : on peut accroître la sensibilité d'une balance, d'un galvanomètre, on

peut augmenter le grossissement d'un microscope. Toutes ces erreurs d'appareillage peuvent être diminuées par une meilleure technique. Ce sont des erreurs quantitatives. L'erreur de méthode est de nature différente : elle est créée par la mise en œuvre même de la méthode ; elle est inhérente à celle-ci. On ne peut la diminuer : c'est une erreur qualitative. Si son importance est trop perturbatrice, si elle fausse trop les résultats expérimentaux, il est nécessaire de changer de procédé pour étudier le phénomène, car on ne peut pas, en général, la modifier de façon notable. Or, cette influence de la méthode sur le phénomène n'est pas toujours évidente et son ignorance risque de fausser considérablement l'interprétation des résultats expérimentaux observés. Aussi, ce type d'erreur doit-il être recherché avec une grande attention.

Certains auteurs, même, s'appuyant sur ce que l'on appelle en physique le principe d'indétermination d'Heisenberg, pensent qu'aucune méthode n'est exempte d'erreur de méthode. Tel Burton ⁽¹⁾ qui nomme cette erreur : « reactive error », c'est-à-dire, dit-il : « l'erreur due à la réaction de l'organisme aux stimuli constitués par l'application de la méthode de mesure ». Pour lui, par conséquent, le phénomène physiologique étudié est obligatoirement « déformé » par le simple fait d'être observé. On ne pourrait donc jamais aboutir à une observation exacte des phénomènes tels qu'ils se déroulent en dehors de l'observateur. Nous pensons que cette opinion est trop absolue. En réalité, les méthodes modernes s'efforcent de diminuer l'importance de l'« erreur de méthode » et grâce aux recoupements obtenus par les résultats de plusieurs méthodes, on peut reconstituer le phénomène réel et, ainsi, arriver à une connaissance exacte.

Aperçu général sur l'évolution des méthodes de mesure de débit.

En ce qui concerne la mesure des débits sanguins, la recherche de l'erreur de méthode consiste à déterminer comment l'application du procédé de mesure modifie l'écoulement qui existait au préalable. Les efforts des physiologistes ont porté sur la mise au point de méthodes qui ne modifieraient pas l'écoule-

(1) *Peripheral circulation in Man*, p. 4.

ment du sang. Disons tout de suite que cette méthode n'existe pas. La circulation du sang est un phénomène trop sensible aux excitants que comportent nécessairement la mise en œuvre d'un procédé de mesure. Mais, malgré l'absence d'une méthode exempte d'erreur, de très grands progrès ont été réalisés et justifient les efforts poursuivis. On cherche de plus en plus, à opérer en l'absence de causes traumatisantes grossières dans les travaux sur les conditions physiologiques de la circulation sanguine.

Les premières méthodes employées consistaient à sectionner un vaisseau et à recueillir le sang qui en sortait. Le développement des recherches expérimentales sur l'animal s'accompagna d'une recherche de procédés moins grossiers. La généralisation des méthodes de perfusion d'organes isolés (cœur isolé de Loewi, montages cœur-poumons de Starling, etc) ont conduit les physiologistes à mettre au point des débits-mètres plus précis. Ainsi naquirent les hémodynamomètres, les méthodes volumétriques, la technique d'utilisation des compte-gouttes, puis, plus récemment, les appareils dérivés du tube de Venturi, etc...

Le développement des techniques physiologiques utilisant l'animal conduisit à la création de débits-mètres nouveaux, ces appareils devant être branchés sur le système circulatoire de l'animal. Le « Stromuhr » de Ludwig a été très longtemps utilisé. Les appareils de ce type, perfectionnés et rendus automatiques, permettent de mesurer les débits chez l'animal entier, ou dans les expériences de circulations croisées. Peu à peu, les chercheurs, soucieux de respecter la complexité des phénomènes physiologiques normaux, orientèrent leurs efforts vers des méthodes moins traumatisantes pour l'animal. On réalisa alors des appareils fixés sur l'animal avant les expériences, au cours d'une légère intervention chirurgicale. On peut ensuite mesurer les débits sur l'animal intact et éveillé, placé dans des conditions voisines des conditions normales. Ces considérations firent le succès des appareils de type « thermostromuhr ». Actuellement, on emploie de cette manière des hémodynamomètres à bulle, les appareils électromagnétiques, etc...

Enfin, le dernier pas fut franchi par la mise au point de procédés applicables à l'homme lui-même. Le souci de n'utiliser ici que des procédés non traumatisants devient dominant. On sait.

en effet, l'importance des réactions vaso-motrices provoquées par la douleur ou l'émotion. C'est dans ce souci de respecter au maximum les conditions physiologiques que les méthodes indirectes furent précisées : méthodes thermométriques, calorimétriques, pléthysmographiques, etc...

Ainsi, les méthodes de mesure subirent une évolution qui, des méthodes directes, grossières et traumatisantes, permit de passer à des méthodes indirectes ne perturbant que le moins possible les conditions normales de la circulation du sang. Si les méthodes directes sont encore fort utilisées dans les expériences de perfusion, si les méthodes traumatisantes permettent encore de nombreuses recherches sur l'animal, les méthodes modernes se développent beaucoup au fur et à mesure que l'étude de la circulation sanguine chez l'homme pose des problèmes de plus en plus pressants, notamment à cause de l'intérêt que suscitent les maladies du système circulatoire telles que l'athérosclérose et l'hypertension artérielle.

I. — LES METHODES SANGLANTES

DEFINITION ET GENERALITES

On peut distinguer deux groupes de méthodes sanglantes :

— Dans le premier, le traumatisme comportera la section d'un vaisseau, le sang devra donc, au cours de son trajet, circuler hors du système vasculaire. Ce seront des *méthodes à circulation mixte*.

— Dans le second, le sang ne quitte pas le système circulatoire qui reste intact. Le traumatisme est périvasculaire. Ce sont des *méthodes conservant l'intégrité du système vasculaire*.

A. — Méthodes à circulation mixte.

Leur mise en œuvre nécessite donc l'ouverture d'un vaisseau. Le sang circulant dans le vaisseau, sera dévié dans un tube inerte et c'est le débit dans ce tube qui sera mesuré. Le diamètre de celui-ci étant fixe, nous traiterons simultanément des mesures de débit et des mesures de vitesse, puisque $D = S \times v$.

Ainsi, dans ce type de méthode, le sang circule en partie dans l'appareil vasculaire, en partie dans des canalisations inertes, comprenant l'appareil de mesure. Il existe deux dispositions : l'ensemble du circuit parcouru par le sang peut être un circuit fermé ou un circuit ouvert.

1. — MÉTHODE EN CIRCUIT FERMÉ.

La totalité des canalisations inertes est introduite sur le cours même du sang. Il s'agit d'une dérivation sur un appareil vasculaire intact par ailleurs. Par exemple, on sectionne une artère, on dispose une canule sur le bout cardiaque ; cette canule amè-

ne le sang à un appareil de mesure dans lequel le sang circule sans avoir aucun contact avec l'extérieur, puis, à l'aide d'une deuxième canule branchée au bout périphérique de l'artère, regagne le torrent circulatoire. Nous dirons qu'il s'agit d'une *méthode sanglante à circulation mixte fermée*. C'est-à-dire que le sang circule en circuit fermé, mais emprunte des canalisations inertes. Un exemple est donné par l'hémodromomètre à bulle. L'appareil peut être disposé sous anesthésie avant l'expérimentation. C'est l'un des plus important avantage de ces méthodes. On peut en effet étudier les variations de circulation avant, pendant et après certains stimuli sans avoir à intervenir sur l'animal, ce qui diminue les causes d'erreur de méthode. Ces erreurs existent cependant car l'animal ainsi préparé diffère quelque peu de l'animal « normal ». Tout d'abord, son système circulatoire présente une section pathologique : longueur, nature des parois, non distensibilité de la section inerte sont des facteurs de perturbation de la circulation. Ensuite l'existence du poids de l'appareil, les stimuli sensitifs au niveau des sections vasculaires causées par les canules, l'obligation d'entraver l'animal sont des causes perturbant la circulation par les excitants périphériques et psychiques qu'ils produisent. Mais, si ces méthodes produisent une certaine erreur, on peut cependant retenir le fait qu'elles permettent d'apprécier les modifications de la circulation à partir de cet état anormal, sans cause d'erreur de méthode supplémentaire au moment de la modification observée.

Quant aux erreurs d'appareillage, si certaines dépendent de l'appareil d'autres sont communes à toutes les méthodes de ce type. En effet, l'existence de canalisations inertes nécessite l'introduction dans la circulation de l'animal d'anticoagulants de façon continue. Ceci a deux incidences fâcheuses. Tout d'abord, les anticoagulants provoquent certainement une erreur de méthode en changeant les conditions normales de l'état physique du sang et en créant sans doute des réactions physiologiques de défense pouvant avoir des incidences vaso-motrices. Enfin, les anticoagulants sont une cause d'erreur de mesure car, le sang laisse, dans ces cas-là, des dépôts de fibrine importants sur les parois des tubes inertes, modifiant assez rapidement les courbes d'étalonnage des appareils de mesure.

2. — MÉTHODE EN CIRCUIT OUVERT.

Dans ce cas, on utilise un circuit entièrement artificiel irrigant un organisme ou un organe. Le sang est recueilli à la sortie de l'organisme ou de l'organe. Ce sont les méthodes de perfusion que nous appellerons *méthode sanglante à circulation mixte ouverte*. Ces procédés introduisent évidemment une erreur de méthode considérable. L'organe est privé de ses connexions nerveuses, humorales, hormonales avec le reste de l'organisme et le milieu extérieur. Ces méthodes sont donc destinées à élucider certains points précis et particuliers de physiologie. Elles sont très utilisées en physiologie générale. Les avantages principaux sont dus au fait que les facteurs influençant le phénomène observé sont peu nombreux et presque tous sous la dépendance de l'expérimentateur. On obtient ainsi des « schémas » simples. De nombreuses lois de la physiologie furent découvertes avec des préparations d'organes ainsi réalisées.

B. — Méthodes respectant l'intégrité du système circulatoire.

A côté des méthodes sanglantes à circulation mixte, il existe, nous l'avons dit, des méthodes sanglantes respectant l'intégrité du système circulatoire. En aucune zone le sang ne quitte son lit vasculaire. Dès lors, l'emploi d'anticoagulants est inutile, ce qui constitue un précieux avantage. Nous distinguerons deux groupes : l'un comportant un traumatisme périvasculaire, le second, une ponction vasculaire.

Le premier groupe de méthodes est à rapprocher de celles qui précèdent. Mais, l'appareil de mesure, au lieu d'être appliqué sur un tube inerte où circule le sang dévié du système circulatoire, est appliqué sur le vaisseau sanguin lui-même. A cet effet, le vaisseau à étudier est dénudé et placé dans l'appareil de mesure. Celui-ci reste enfoui dans l'organisme, fixé au vaisseau. Ainsi, les conditions hémodynamiques sont beaucoup moins perturbées que dans les dispositifs à circulation mixte. Les stimuli nociceptifs sont moins importants puisque le vaisseau n'aura pas été sectionné. Il persiste néanmoins une cause locale d'irritation vasculaire dans la zone où se trouve l'appareil de mesure. Ainsi, si l'erreur est moins importante, elle existe cependant et ne doit pas être ignorée.

Le second groupe de méthodes sanglantes respectant l'intégrité du système circulatoire procède de principes tout différents. Il utilise l'introduction de substance étrangère dans le torrent circulatoire et le prélèvement d'échantillons sanguins à l'aide de ponctions vasculaires. Ces méthodes ont l'avantage considérable de pouvoir être appliquées à l'homme qui supporte aisément les ponctions vasculaires veineuses ou même artérielles. Cependant, alors que dans les méthodes précédentes, le traumatisme essentiel pouvait être effectué longtemps avant les mesures, dans le cas présent, les traumatismes accompagnent obligatoirement les mesures ce qui constitue une erreur de méthode à ne pas négliger.

Ainsi, ces méthodes sanglantes, qu'elles respectent ou non l'intégrité du système vasculaire, ont en commun la caractéris-

MÉTHODES SANGLANTES

<i>Méthodes à circulation mixte</i>	
Ouverte	Fermée
— Cloches volumétriques : — à déplacement, — à pression. — Mesures par pesées. — Compte-Gouttes.	— Compteurs (Stromuhr). — Hémodromomètres. — Turbinomètre. — Orifice-mètre. — Pitot et Venturi. — Ap. à fil chaud.
<i>Méthodes respectant l'intégrité du système respiratoire</i>	
Avec vaisseau dénudé	Ponction vasculaire
— Thermostromuhr. — Ap. électro-magnétiques. — Rotamètre. — Observation directe.	— Temps de circulation. — Méth. des dilutions. — Méth. de Fick. — Clearance d'organes. — Clearance tissulaire.

tique que leur mise en œuvre crée un traumatisme, ce qui est un inconvénient notable dans l'étude des débits sanguins. Elles

sont néanmoins très utilisées car elles permettent les mesures quantitatives les plus précises. Nous allons exposer les plus importantes, en les classant selon les principes physiques sur lesquels elles reposent. Le tableau ci-contre indique comment les méthodes que nous allons exposer se répartissent entre les quatre catégories que nous avons décrites ci-dessus.

MESURE VOLUMETRIQUE DES DEBITS

On recueille le plus souvent le sang veineux issu d'un organe perfusé. Il s'agit donc de méthodes à circulation mixte ouverte. On détermine, au bout du temps T , le volume de sang drainé V et on en déduit le débit moyen $D = V/T$.

1. — Les plus simples de ces appareils sont constitués comme des spiromètres. Le sang veineux est collecté dans un réservoir surmonté d'une cloche pneumatique. L'élévation du niveau dans le réservoir soulève la cloche. Une plume ou un système optique permet d'obtenir une courbe indiquant les variations du volume de la cloche en fonction du temps. On mesure sur cette courbe l'augmentation du volume obtenue dans un laps de temps donné, ce qui donne le débit moyen. Périodiquement, le réservoir est vidé et le sang recueilli peut servir à nouveau.

De nombreux dispositifs ont été réalisés sur ce principe ; selon l'importance des débits à mesurer, on a utilisé des cloches, des soufflets, des seringues... Dans ce dernier cas (Brubach [2]) le piston de la seringue est animé d'un mouvement permanent de rotation axiale afin d'éviter l'influence des frottements. Ces méthodes sont simples à mettre en œuvre, la relation grandeur mesurée-débit moyen est mathématique. Les erreurs dues à l'appareil peuvent être déterminées facilement. L'erreur de méthode due à la mise en œuvre du procédé est celle de toutes les méthodes sanglantes mixtes dont nous avons parlé plus haut.

2. — Au lieu d'enregistrer les déplacements de la cloche, ce qui entraîne des erreurs dues aux frottements, certains auteurs ont enregistré les variations de pression qui se produisent dans

(2) Cité par GREEN, dans *Methods in Medical Research*.

une cloche close lors de l'augmentation du niveau liquide (Ligon ⁽³⁾). La base en est la loi de Mariotte. Une certaine masse gazeuse à température constante répond à la relation $p v = \text{constante}$. Aussi, une diminution de volume provoque une augmentation de pression. Pour de faibles variations, on a, en dérivant la loi de Mariotte :

$$p \, dv = - v \, dp$$

C'est-à-dire que pour de « faibles » variations, on peut considérer que, entre les variations de pression et les variations de volume, il existe une relation linéaire. L'erreur maximum tolérée donne les limites de ce que l'on entend par « faibles » variations.

3. — Une autre façon d'enregistrer les volumes de sang accumulés est d'en déterminer la masse. La connaissance de la masse spécifique du sang permet de convertir les masses en volumes.

a) On peut utiliser une balance qui inscrit l'inclinaison de son fléau provoquée par l'augmentation de la masse de sang recueillie sur l'un de ses plateaux. Un dispositif manuel ou automatique vide le récipient régulièrement. Une réalisation pratique consiste à vider le récipient à *masse constante* par un siphon : un siphon est fixé à demeure sur le récipient qui recueille le sang ; lorsque le niveau atteint une certaine hauteur, le siphon s'amorce de lui-même et vide le récipient ; ceci se produit donc chaque fois qu'une certaine masse de sang, toujours la même, a été recueillie.,

On peut aussi utiliser un dispositif qui vide le récipient au bout d'un intervalle de temps fixé à l'avance. Ceci est obtenu soit par manœuvre manuelle, soit par un robinet tournant actionné par des relais commandés par une horloge, soit par un jeu de vannes (ou clamps) également commandé automatiquement.

Dans le premier cas, chaque ressaut marqué par la plume correspond à une masse constante et on détermine au bout de combien de temps chaque ressaut se produit (Fig. 13a). Dans le second cas, les ressauts sont équidistants et leur amplitude correspond à des masses variables (Fig. 13b).

(3) Ibidem.

Ici encore, les frottements limitent la sensibilité de l'appareil, ainsi que les artefacts provoqués sur la courbe par l'énergie cinétique des masses sanguines en mouvement. Les faibles frottements permettent une grande sensibilité mais les efforts provoqués par l'énergie cinétique du sang, tant pendant le remplissage que pendant la vidange du récepteur, provoquent des artefacts notables. Un compromis entre les deux causes d'erreur doit être recherché.

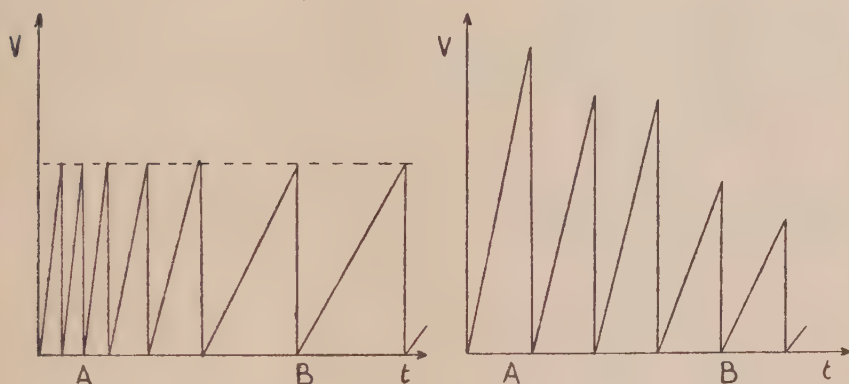


FIG. 13

A gauche, fig. 13 a : système à masse constante.

A droite, fig. 13 b : système à temps constant.

En A : grands débits — En B : faibles débits.

b) Dans le but de s'affranchir de l'influence des frottements mécaniques, Alexander ⁽⁴⁾ a réalisé un appareil dans lequel les masses sont mesurées par un système à strain-gauge. Nous rappelons en Annexe (voir Annexe N° 2, page 186) le principe de ces appareils électriques de mesure des contraintes mécaniques. Dans l'appareil d'Alexander, le récipient qui reçoit le sang veineux est posé sur un trépied. A l'un des trois pieds du support est fixé un strain-gauge, collé très solidement, de manière que toute contrainte verticale supportée par ce pied provoque une déformation du fil électrique du strain-gauge, donc une variation du courant électrique dans le fil. Lorsque le récipient se remplit, il se produit une contrainte verticale dans le pied, trans-

(4) *Methods in Medical Research*, 1, 75, 1948.

mise ainsi au strain-gauge. L'importance de la variation du courant électrique est une fonction du poids du sang recueilli. Il est nécessaire d'étalonner l'appareil : dans ce but, on place dans le récipient un volume connu de sang et l'on mesure les variations de courant électrique correspondantes. Cette méthode permet de noter les variations rapides du débit, donc donne une mesure aussi bien du débit instantané que du débit cumulé. Ses difficultés sont l'extrême sensibilité des strain-gauge aux variations thermiques non mécaniques. De plus, il n'existe aucune relation calculable entre la grandeur mesurée (courant électrique) et le débit sanguin. Il s'agit simplement d'une variation « corrélative » : aussi la mesure nécessite-t-elle un étalonnage fréquent.

c) Dans les procédés qui enregistrent, soit par balance, soit par strain-gauge, la masse du sang recueilli, la courbe obtenue finalement présente, en ordonnées, les masses et, en abscisses,

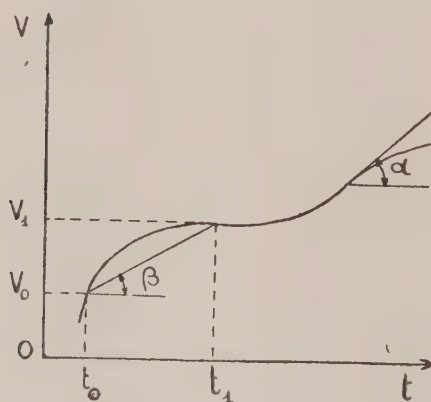


FIG. 14

le temps. En divisant les masses par la masse spécifique du sang, on obtient une courbe : volume = fonction du temps (Fig. 14).

Le débit instantané peut donc être déterminé par la pente de cette courbe en un point (qui correspond au volume écoulé par unité de temps, c'est-à-dire à la dérivée dV/dt) : nous l'avons représenté par l'angle α . Le débit moyen entre le temps t_0 et le temps t_1 , est donné par la relation,

$$V_1 - V_0 / T_1 - T_0.$$

qui représente le volume accumulé du temps t_0 au temps t_1 par unité de temps. Nous l'avons représenté par l'angle β .

4. — Un dispositif dérivé de la méthode de la cloche volumétrique permet une lecture directe du débit (Gaddum ⁽⁵⁾). C'est une adaptation des systèmes à temps constant. L'admission du sang sous la cloche est commandée par un robinet tournant à une vitesse constante. Pendant un demi-tour, le sang est admis dans la cloche et la soulève, pendant le second demi-tour, le sang s'échappe de la cloche. Pendant le demi-tour d'échappement, le sang venant de la veine s'accumule dans un réservoir avant d'être admis sous la cloche au demi-tour suivant. Plus le débit est grand, plus le volume de sang admis

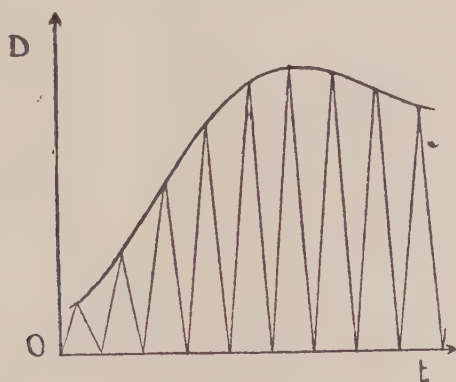


FIG. 15

dans la cloche est grand et plus le déplacement de l'aiguille au-dessus de la ligne du zéro est important. L'aiguille inscrira ainsi une série de dents de scie. En reliant les sommets de ces dents de scie par une ligne continue, on obtient une courbe représentant directement les débits (Fig. 15). Le système d'admission discontinue peut être différent (ouverture-fermeture de clamps par des relais, à la main, par un robinet à trois voies tourné par des cames...). Les durées respectives de l'admission et de la vidange sont également variables. Au total, on obtiendra toujours une courbe du même type qui devra être étalonnée en fonction des facteurs de construction de l'appareil. Gad-

(5) *Journal of Physiology*, 67, 16, 1929.

dum avait donné à son appareil une période de 10 secondes. Le robinet en L était commandé par des relais électro-magnétiques.

5. — *Les comptes-gouttes.* Un procédé simple d'évaluation des débits est l'utilisation d'un compte-goutte. Cela n'est valable que pour les faibles débits. Chaque compte-goutte doit être étalonné avec du sang, à différents débits. En effet, la forme des gouttes (donc leur volume) n'est pas absolument constante à diverses vitesses d'écoulement. Cette erreur est négligeable pour les variations usuelles de débit.

Le problème du comptage des gouttes en fonction du temps est techniquement simple. On peut compter les gouttes. On peut enregistrer leur nombre. A cette fin, on peut utiliser l'interruption d'un flux lumineux frappant une cellule photo-électrique. Les auteurs américains utilisent volontiers la fermeture d'un circuit électrique par la goutte tombant entre deux électrodes. Meiners ⁽⁶⁾, en Allemagne, utilisait un artifice destiné à simplifier les calculs : une plume se déplace, à vitesse constante, selon la ligne des ordonnées du graphique d'enregistrement (dessinant ainsi une droite inclinée) ; chaque passage de goutte ramène brusquement la plume au zéro ; ainsi, le temps de passage entre deux gouttes est donné par l'ordonnée atteinte par la plume, plus la hauteur est faible, plus grand est le débit.

Le totalisateur de Fleisch ⁽⁷⁾ est un dispositif voisin et constitue un système à temps constant. Chaque goutte qui s'écoule ferme un circuit électrique, ce qui provoque l'ascension de l'aiguille de 1 mm sur le papier. Au bout de 30 secondes (ou 1 minute), l'aiguille est ramenée au zéro. Ainsi, le nombre de millimètres qui mesure chaque partie ascendante de la courbe obtenue donne le nombre de gouttes écoulées pendant un laps de temps de 30 secondes (ou 1 minute).

Dans le dispositif utilisé par Malmejac le retour au zéro de l'aiguille est assuré quand X gouttes se sont écoulées : c'est un système à masse constante. Plus les traits verticaux sont rapprochés, plus le débit est grand.

(6) Cité par GREEN, dans *Methods in Medical Research*.

(7) Cité par LECOMTE, dans *Archives internat. de Physio.*, 60, 8, 1952. Un appareil similaire est décrit dans ROTHLIN (E.) dans *Archiv für Experimentelle Pathologie*, 176, 635, 1934.

Les compte-gouttes sont des appareils très pratiques, même lorsqu'ils sont munis d'enregistreurs automatiques. Aussi sont-ils très utilisés. Mais leur emploi n'est possible que dans les appareils de perfusion.

6. — *Compteurs*. Les méthodes précédentes créaient un contact sang-air et n'étaient applicables qu'aux études de perfusion d'organes où l'on recueille le sang hors de l'organisme étudié. Il existe d'autres méthodes qui ne créent pas d'ouverture permanente du système circulatoire. Il s'agit d'appareils volumétriques que l'on branche en dérivation sur un vaisseau et qui donnent leurs indications pendant le fonctionnement circulatoire, à la manière d'un compteur enregistrant le débit d'une conduite d'eau ou de gaz. Ce sont des appareils à circulation mixte fermée.

Le « Stromuhr » de Ludwig en est un type bien connu des physiologistes (Fig. 16). Une artère est sectionnée et les sections sont fixées dans deux orifices situés sur une plaque circulaire symétriquement par rapport au centre. Avec ce centre comme axe, une seconde plaque circulaire est appuyée contre la première, pouvant pivoter. Deux orifices semblables y sont ménagés. Ces orifices sont les extrémités d'une ampoule de verre en U renversé. Ainsi, cette ampoule se trouve en circuit sur le cours du sang. En faisant pivoter l'ampoule d'un demi-tour, le sang la parcourt également, mais dans le sens inverse. Au début de la mesure, l'une des moitiés de l'ampoule (A) est remplie d'un liquide non miscible au sang (huile). On tourne l'ampoule de façon que cette moitié se trouve en regard du bout cardiaque de l'artère. L'autre moitié (B) est remplie de sérum physiologique. Dès lors le sang chasse devant lui l'huile, qui, elle-même chasse le sérum dans la circulation. Au moment où le niveau du sang arrive au haut de l'ampoule, la deuxième moitié de celle-ci (B) est remplie par l'huile. On fait alors pivoter l'ampoule d'un demi-tour et c'est la partie B, remplie d'huile, qui se trouve en regard du bout cardiaque de l'artère. Le sang chasse l'huile de B vers A et le sang contenu dans A est chassé vers le bout périphérique de l'artère. On continue de même à tourner l'ampoule à chaque remplissage. L'huile reste dans l'appareil. Connaissant le volume de l'ampoule, on mesure le débit en déterminant le laps de temps qui s'écoule entre deux manœuvres.

Ces appareils peuvent être modifiés pour être plus maniables. Des commandes automatiques peuvent assurer les manœuvres, des compteurs peuvent totaliser le nombre de celles-ci.

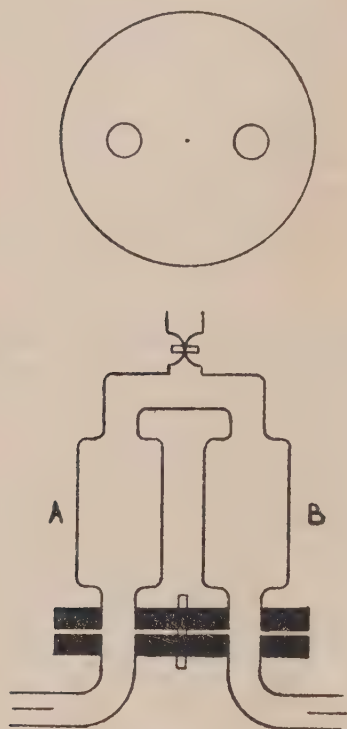


FIG. 16

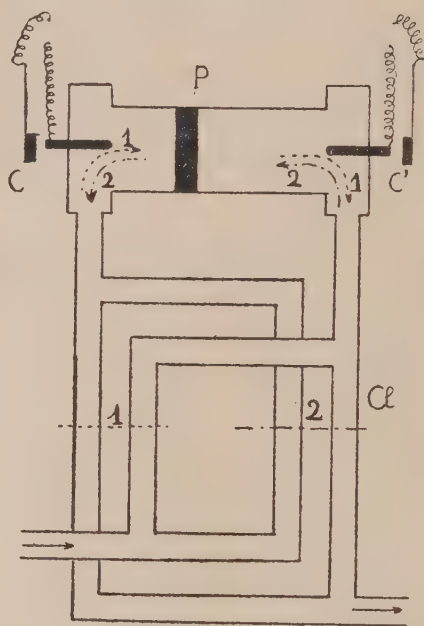


FIG. 17

P : Piston. — Cl : Clamp.
C, C' : contacts.

Stolnikov, élève de Ludwig, puis Pavlov ⁽⁸⁾, en Allemagne, remplaçaient le système rotatif par un système de clamps produisant un renversement du courant sanguin dans l'appareil. Barcroft ⁽⁹⁾ décrit un appareil dérivé de ceux-ci où le sang déplace un piston mobile horizontal de droite à gauche puis de gauche à droite (Fig. 17). Pendant que le sang est admis d'un côté du piston, il se vide de l'autre côté et vice-versa. En fin

(8) Cités par BARCROFT.

(9) *Journal of Physiology*, 67, 402, 1929.

de course, le piston actionne un contacteur qui renverse les clampages et assure le va et vient du système.

Dawes, Mott et Vane ⁽¹⁰⁾ ont repris ces techniques de façon plus moderne. Dans le circuit de dérivation, rempli de silicone, se trouvent deux électrodes étagées. Quand le niveau du sang s'abaisse au dessous de l'électrode inférieure, le clamp situé sur le circuit direct se ferme. Alors, le niveau sanguin s'élève et atteint l'électrode inférieure puis l'électrode supérieure. Le circuit électrique est alors fermé et le clamp s'ouvre, rétablissant le cours direct du sang. Par gravité, le niveau du sang descend alors dans cette partie du circuit de dérivation et les conditions initiales se reproduisent (Fig. 18).

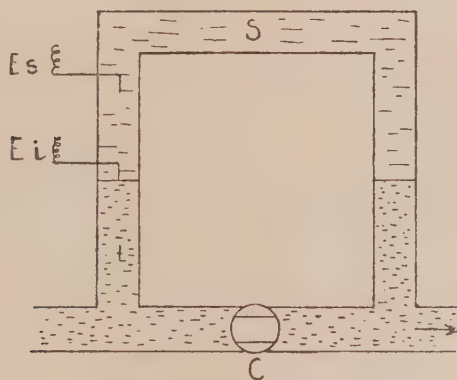


FIG. 18

S : silicone. — C : clamp.
ES : électrode supérieure.
EI : électrode inférieure.

Avec ces appareils on obtient une assez bonne précision pour les débits moyens mesurés sur des périodes de plus d'une minute. Pour des mesures plus brèves, il faut remplir trop rapidement l'appareil, ou employer de trop petits volumes pour avoir une précision suffisante.

(10) *Journal of Physiology*, 121, 72, 1953.

MESURE DES TEMPS DE CIRCULATION ET METHODES DERIVEES

Les méthodes que nous décrivons dans ce paragraphe ont en commun :

1. — Le fait qu'elles nécessitent l'introduction d'une substance étrangère au sein de l'appareil cardio-vasculaire.

2. — Et que l'« objet de la mesure » est essentiellement un temps.

Ce sont des méthodes sanglantes respectant l'intégrité du système circulatoire.

1. — Mesure du temps de circulation

Le temps de circulation est le temps mis par le sang pour aller d'un point à un autre du système circulatoire. On l'appelle souvent (et à tort) vitesse de circulation. C'est un paramètre qui, dans une certaine mesure, permet d'apprécier le débit. Nous allons analyser les méthodes employées et en discuter la valeur.

La méthode la plus simple consiste à injecter en un point A du système circulatoire une substance chimique et à noter le temps au bout duquel cette substance apparaît au point B où on repère son arrivée grâce à une propriété spécifique. Connaissant la distance AB on en déduit le temps de circulation de A en B.

On peut repérer l'arrivée de la substance au point B en y pratiquant une ponction et en analysant le sang. Hering (1827) qui fut le premier à utiliser la méthode, injectait une solution de ferro-cyanure de sodium dans une jugulaire : il recueillait le sang de l'autre jugulaire et analysait le sang recueilli de seconde en seconde jusqu'au moment où la réaction spécifique avec le perchlorure de fer (donnant du bleu de prusse) se produisait. Nahavandy ⁽¹¹⁾ dans sa thèse (Paris, 1950) expose les

(11) Thèse Paris 1950. Cette thèse contient les références aux autres auteurs cités dans ce paragraphe, sauf indication d'une autre origine.

diverses techniques employées depuis Hering. Nous noterons l'épreuve de la fluorescéine (Lian 1930) assez difficile à mettre en œuvre. D'autres techniques permettent d'éviter la seconde ponction sanguine :

A. — Blumgart (1927) injecta le premier une substance radioactive (radium C) dont il repérait ensuite le passage en n'importe quel point du corps à l'aide d'un compteur de Geiger-Muller.

B. — D'autres auteurs injectent un produit coloré dont ils repèrent le passage dans les capillaires cutanés au moyen d'une cellule photo-électrique (cellule éclairée par transillumination au niveau du lobe de l'oreille, cellule éclairée « en retour » au niveau du front). Jablons et Cohen (1943) injectent ainsi du bleu de méthylène. On peut faire respirer au sujet une bouffée d'azote ; le sang transitoirement désaturé, provoque une variation du courant de la cellule photo-électrique lors de son passage dans les capillaires éclairés (Millikan).

C. — On peut aussi évaluer un temps de circulation par la lecture d'artériographies (Moniz ⁽¹²⁾, 1927). On suit la progression du liquide opaque aux rayons X sur les clichés successifs tirés de seconde en seconde, depuis l'artère où est pratiquée l'injection, jusqu'aux veines de retour.

D. — Stewart ⁽¹³⁾ a utilisé des mesures de conductibilité électrique du sang pour déterminer la vitesse du sang dans la petite circulation. Il introduit, par une sonde, une solution saline dans le ventricule droit, chez le chien. Dans l'oreillette gauche sont placées deux électrodes reliées à un galvanomètre. Au moment où la solution saline pénètre dans l'oreillette, après avoir traversé les poumons, le galvanomètre dévie. La mesure du temps qui s'écoule entre l'injection et la déviation du galvanomètre donne le temps de circulation dans la petite circulation.

E. — Mais les méthodes les plus couramment utilisées chez l'homme sont celles qui utilisent comme test d'arrivée une réponse physiologique.

(12) Cité par HERMAN, « Physiologie de la circulation », p. 384.

(13) *American Journal of Physiology*, 57, 27, 1921.

L'injection d'éther provoque une odeur éthérée de l'haleine à l'arrivée dans les capillaires pulmonaires ; l'injection de lobéline, un chatouillement laryngé puis la toux ; l'injection de gluconate de calcium, une sensation de chaleur dans la gorge ; l'injection de saccharinate de soude à 50 %, une saveur sucrée dans la bouche ; l'injection de déhydrocholate de soude à 20 % (Dycholium), une saveur très amère dans la bouche. Ces deux derniers tests ont été étudiés par Lian.

Critique : Ces méthodes permettent donc de déterminer le temps mis par le sang pour aller d'un point A à un point B. Peut-on en déduire une mesure du débit ? Y a-t-il une corrélation entre le temps et le débit ? Nous allons tout d'abord déterminer la corrélation mathématique qui existe, et chercher ensuite si, dans les expériences, les conditions sont les mêmes.

Assimilons le lit vasculaire AB à une conduite unique, de diamètre variable (Fig. 19). L'injection de la substance en A

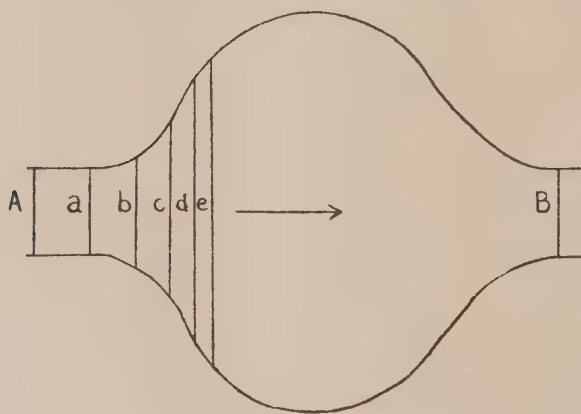


FIG. 19

y crée une « perturbation locale » qui se déplace dans le sens du courant sanguin, à la vitesse du sang. Cette perturbation locale est assimilable à une onde plane. Au bout de 1 seconde cette onde est en a. Au bout de 2 secondes, elle est en b, etc... Elle parvient en B au bout de T secondes. Entre chaque position a, b, c,... de l'onde à chaque seconde, le volume du lit vasculaire est le même. Donc le volume total du lit vasculaire

AB est égale à T fois le volume parcouru en une seconde. Or, le volume parcouru en une seconde est précisément le débit D. Donc $V = D.T.$. Ainsi, la corrélation mathématique entre le débit et le temps de circulation est-elle :

$$D = V/T$$

Dans le cas du système circulatoire, pour que cette corrélation soit utilisable, il faudrait pouvoir affirmer que tout le sang passant en A va passer en B, et connaître le volume offert au sang de A en B. Or, en général, entre A et B, il existe des ramifications qui font qu'une partie du sang passant par A ne passe pas par B de façon obligatoire. C'est le cas où l'on injecte la substance dans une jugulaire et où on le recueille dans l'autre. C'est le cas du temps de circulation de veine brachiale à veine saphène. Dans tous ces cas, le temps de circulation ne peut donner lieu au calcul d'un débit.

Plus intéressant semble être le cas où l'on injecte une substance dans une artère afférente à un organe ou une région et où l'on recueille le sang dans la veine efférente. Dès lors tout le sang passant par l'artère passe obligatoirement par la veine. Il semble que des mesures de débit soient alors plus faciles à réaliser. Pourtant deux ordres de facteurs créent d'importantes causes d'erreur :

— L'appréciation du volume V.

— La non-conservation d'un front à l'onde de progression de la substance injectée.

1. — Influence du volume V. Nous avons vu que $D = V/T$. Dans l'impossibilité où l'on est de mesurer le volume V, on le suppose constant d'une mesure à l'autre, et on compare les temps de circulation. Or, il s'agit d'une grave erreur. En effet, l'adaptation du débit circulatoire dans une région donnée est faite par le jeu de la vaso-motricité ; une diminution du débit est presque toujours le résultat d'une vaso-constriction, et inversement ; ainsi, les facteurs D et V vont pratiquement toujours se modifier simultanément et dans des proportions imprévisibles. Ainsi, si une diminution de débit se produit, le volume V diminue aussi et le temps de circulation, égal au rapport V/D , risque de demeurer pratiquement constant. Certes, si au

cours de plusieurs mesures successives, le temps de circulation varie, cette variation correspond certainement à une variation du débit. Mais, inversement, et comme nous venons de le montrer, une variation de débit peut ne pas s'accompagner d'une modification du temps de circulation. Donc, le temps de circulation, même effectué dans d'excellentes conditions, est un mauvais indice du débit régional.

2. — De plus, l'hypothèse selon laquelle la substance injectée se propage suivant une onde plane n'est jamais réalisée. En effet, la substance injectée va *diffuser* dans le sang circulant en raison, d'une part, de sa tendance à la diffusion (qui se produirait même dans du sang immobile) d'autre part, en raison des mouvements du sang. Aussi, le premier échantillon prélevé au point B dans lequel on décèlera la substance n'en contiendra qu'un faible pourcentage. Les suivants en contiendront davantage ; les derniers, de moins en moins jusqu'à un certain échantillon qui n'en contiendra plus du tout. Il y a un *étalement* de la substance injectée. Le deuxième facteur qui va accroître encore cet étalement est l'*inégalité* des trajets allant de A à B. Au total, les échantillons de sang prélevés en B vont présenter un taux $x\%$ variable en substance injectée. Ce taux d'abord croissant va atteindre un maximum, puis décroître jusqu'à 0 (fig. 20). Les auteurs qui étudient le temps de circulation déter-

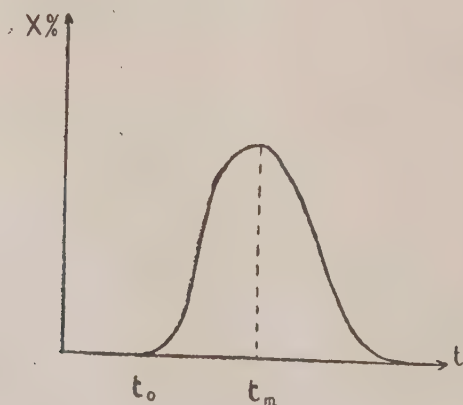


FIG. 20

minent le temps au bout duquel apparaissent les premiers éléments injectés. Nahavandy définit ainsi le temps de circulation comme « le temps que les particules les plus rapides d'une substance charriée par le sang mettent à parcourir, par le plus court chemin, un segment déterminé de l'arbre cardio-vasculaire ». Il s'agit donc du temps t_0 . Mais alors, la notion du volume, qui était nécessaire à la corrélation entre temps de circulation et débit, n'a plus d'existence, la corrélation ne peut pas être déterminée, et aucune *mesure* de débit ne peut être tirée de la mesure du temps t_0 .

En conclusion, nous voyons que la détermination des temps de circulation, si elle constitue un bon test clinique, ne saurait être utilisée dans la détermination des débits circulatoires.

2. — Méthodes des dilutions

Elle dérive de la précédente. Au point B, au lieu de mesurer uniquement le temps t_0 , on détermine la courbe $x = f(t)$ au moyen de plusieurs dosages. Cette méthode nécessite l'emploi de drogues différentes de celles utilisées dans la mesure des temps de circulation. En effet, dans ce dernier cas, il suffisait qu'une fraction décelable de la substance injectée parvienne en B. On pouvait donc utiliser des substances diffusibles hors des espaces vasculaires ou des substances rapidement détruites. Ici par contre, on doit s'efforcer d'utiliser des substances qui demeurent aussi longtemps que possible dans le système circulatoire. Ces substances doivent donc répondre à trois conditions : — n'être pas nocives — n'être pas métabolisées — ne pas diffuser hors du système vasculaire. On utilise des colorants dont les deux plus fréquents sont le bleu de Chicago 6B et le bleu T. 1824 (dit bleu Evans).

La méthode qui utilise l'injection de colorants sert le plus souvent à déterminer la masse sanguine. On injecte le volume v de colorant, et on attend un temps suffisant au bout duquel on suppose que ce colorant s'est également réparti dans toute la masse circulatoire. On prélève alors un échantillon de sang

dans lequel la concentration du colorant est déterminée. Si c est la concentration ainsi déterminée, on a :

$$c = v/M$$

si M est la masse sanguine.

Mais on peut utiliser ces mêmes colorants pour déterminer le débit d'un organe. A cet effet, on doit injecter le volume v de colorant dans l'artère afférente et recueillir, à intervalles de temps réguliers, le sang veineux dans la veine qui draine cet organe. Raisonnons sur un intervalle de temps allant de 0 à t secondes. Après l'injection du volume v de colorant, le taux c_v du colorant dans la veine va augmenter, puis décroître. Si l'expérience dure assez longtemps, après un temps de circulation complète, le colorant va apparaître dans l'artère afférente au taux c_A et retraverser l'organe étudié. Si D est le débit du sang à travers l'organe, la quantité de colorant qui est entrée dans l'organe de l'instant 0 à l'instant t est :

$$v + \int_0^t C_A \cdot D \, dt$$

et la quantité de colorant qui en est sortie est :

$$\int_0^t C_v \cdot D \, dt$$

La quantité entrant dans l'organe et la quantité sortant de celui-ci étant les mêmes, nous avons :

$$v + \int_0^t C_A \cdot D \, dt = \int_0^t C_v \cdot D \, dt$$

En supposant le débit D constant, nous avons :

$$v + D \int_0^t C_A \, dt = D \int_0^t C_v \, dt$$

d'où :

$$D = v / \int_0^t (C_v - C_A) \, dt$$

C'est l'expression du débit en cm^3 par minute, telle qu'elle résulte de la méthode indiquée par Stewart ⁽¹⁴⁾.

La réalisation de cette méthode nécessite donc la détermination précise des concentrations artérielles et veineuses du colorant à de multiples reprises, de façon à pouvoir détermi-

(14) *American Journal of Physiology*, 57, 27, 1921.

ner le gradient $C_v - C_a$ de façon suffisamment fréquente pour qu'une courbe puisse être établie (Fig. 21).

Cette méthode fut appliquée à la mesure du débit sanguin du cerveau par Maxwell et Gibbs ⁽¹⁵⁾ chez l'animal. Ils utilisaient une injection continue de colorant dans la carotide. Un régime permanent s'établit alors et les concentrations C_a et C_v deviennent des constantes. Si V est la vitesse d'injection (en cm^3 par minute par exemple), le débit est donné par l'expression :

$$D = V / C_v - C_a$$

Mais une cause d'erreur est que les mesures et les injections ne sont effectuées que d'un seul côté. Aussi la dilution se fait mal dans le sang artériel puis veineux amené par l'autre carotide, et la mesure dans une seule jugulaire du sang veineux, laisse échapper une partie du colorant.

Dans les techniques plus modernes, on a pu remplacer le colorant par une solution radioactive.

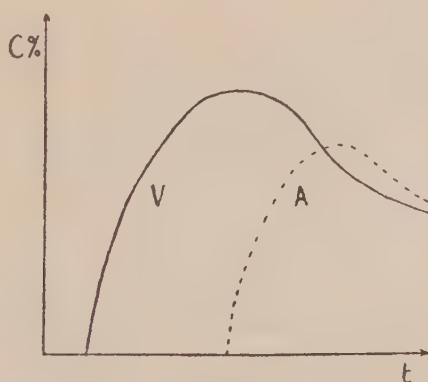


FIG. 21

Afin de pouvoir l'appliquer à l'homme, Hamilton ⁽¹⁶⁾ a simplifié la technique, ce qui est possible grâce à des méthodes de dosage du colorant plus fines. Il pratique une injection de bleu T.1824 à débit constant dans la carotide et recueille le

(15) Cité par KERY, dans *Meth. in Med. Res.*, 1, 204, 1048.

(16) *American Journal Physiology*, 153, 209, 1948.

sang à la jugulaire au cours du premier circuit du colorant. Il évite ainsi les corrections de concentration artérielle qui sont nécessaires lorsque la mesure dure au-delà. Au cours des 15 à 20 premières secondes, il obtient suffisamment de points de mesure pour construire la courbe de dilution (Fig. 22). En

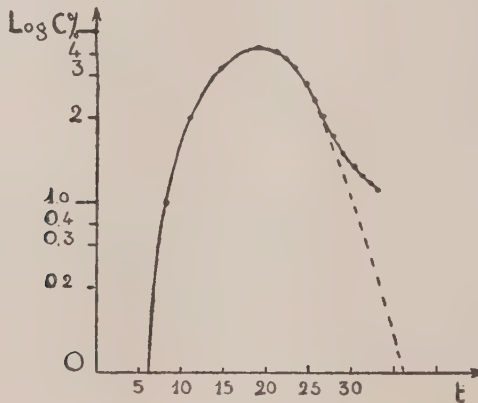


FIG. 22

l'extrapolant après le moment où apparaît la re-circulation, il détermine une surface correspondant à la totalité du colorant dilué au cours de la première circulation, il déduit la concentration moyenne c , qui a régné pendant le temps t de cette première circulation, et il déduit le débit :

$$D = M/c.t$$

où M est le débit d'injection en milligramme par seconde, c , la concentration en milligrammes par litre, et t le temps en secondes.

Avec ce procédé, Hamilton parvient à une précision voisine de celle qu'il obtient par application du principe de Fick, que nous allons envisager maintenant.

3. — Le principe de Fick

En 1870 Fick exposa une méthode de détermination du débit du cœur utilisant les échanges gazeux pulmonaires. A cette époque, l'application en était irréalisable : il s'agissait d'une

idée, d'un principe. Actuellement, grâce aux techniques modernes de cathétérisme, le principe de Fick est devenu une méthode expérimentale.

Le principe de Fick est le suivant : Soit D (en litres par minute) le débit du cœur (cœur droit ou cœur gauche). En une minute, D litres de sang traversent donc les poumons. A l'entrée des poumons, le sang veineux contient Cv (centimètres cube par litre) d'oxygène (concentration en oxygène du sang veineux). A sa sortie des poumons (après oxygénation), le sang artériel contient Ca (centimètres-cube par litre) d'oxygène. Ainsi le gain d'oxygène de chaque litre de sang est-il :

$$Ca - Cv$$

et le gain d'oxygène de D litres de sang est-il :

$$D (Ca - Cv)$$

Donc, en une minute, l'air respiratoire a fourni D (Ca — Cv) centimètres-cube d'oxygène au sang. C'est ce qu'on appelle la « consommation d'oxygène ». Si nous la désignons par V, nous avons :

$$V = D (Ca - Cv).$$

Par conséquent le *débit du cœur* se déduit de la mesure de la consommation d'oxygène et des concentrations en oxygène du sang artériel et du sang veineux :

$$D = V / Ca - Cv$$

Ce principe n'est devenu une méthode utilisable que lorsqu'on a pu mesurer avec précision la concentration en oxygène du sang veineux mêlé (cathétérisme du ventricule droit). La consommation en oxygène se mesure par la méthode spirométrique et la concentration du sang artériel par analyse d'un échantillon prélevé par ponction. Nous voyons donc que cette méthode est de mise en pratique assez délicate. Elle nécessite un appareillage important (Coblentz et Cournand⁽¹⁷⁾). La technique est difficile et non absolument exempte de danger pour le sujet. Elle ne saurait être applicable qu'au cours de l'immobilité la plus complète et par conséquent ne mesurera que le débit du

(17) *Journal de Physiologie*, 41, 321, 1949.

cœur dans des condition très particulières. Mais, ces réserves faites, il s'agit d'une méthode très précise et très fidèle, sans doute la plus précise que nous ayons actuellement (Lenègre).

On peut, au lieu des consommations d'oxygène, faire les mesures avec l'élimination du gaz carbonique.

Le principe de Fick, s'il est appliqué principalement à l'étude du débit cardiaque, a pu servir de base, par généralisation, à des méthodes de mesure des débits d'organes. C'est ainsi que Kety ⁽¹⁸⁾ étudie le débit cérébral sur l'homme lui-même, en étudiant la répartition d'un gaz (l'oxyde nitreux NO_2) dans les différentes régions de l'organisme. Le gaz, administré par un masque, est inhalé par le sujet. Une aiguille, ponctionnant l'artère fémorale et une autre ponctionnant la jugulaire, permettent des prélèvements de sang artériel et veineux aussi fréquents qu'il est nécessaire. Soit V le volume de gaz fixé par le cerveau durant l'expérience, Soit V_A le volume de gaz apporté au cerveau et V_v le volume emporté du cerveau pendant ce même temps. D'après le principe de Fick :

$$V = V_A - V_v$$

Si, à un instant donné, la concentration du sang artériel en oxyde nitreux est C_A , et si, au même instant, la concentration du sang veineux est C_v , si enfin D représente le débit du cerveau, on a :

$$V_A = \int_0^t C_A \cdot D \, dt$$

et

$$V_v = \int_0^t C_v \cdot D \, dt$$

Si on suppose ce débit constant pendant la durée de l'expérience on a donc :

$$V = D \int_0^t (C_A - C_v) \, dt$$

Ainsi, le débit est :

$$D = V / \int_0^t (C_A - C_v) \, dt$$

(18) *Methods in Medical Research*, 1, 204, 1948.

Le terme $\int_0^t (CA - Cv) dt$ se obtient grâce aux mesures de concentration du gaz dans le sang artériel et veineux au cours de la mesure. On détermine les courbes de CA et Cv en fonction du temps, et on planimètre sur le graphique la différence (Fig. 23). Mais la quantité de gaz fixée sur le cerveau est plus délicate à déterminer. On est contraint ici à faire quelques hypothèses. On suppose qu'au bout d'un certain temps (10 minutes), un équilibre

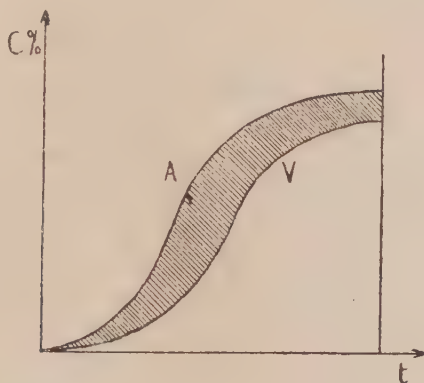


FIG. 23

s'établit et que le taux de dissolution du gaz dans le tissu cérébral est égal à celui du sang veineux (lu sur la courbe au temps 10 minutes). En multipliant ce chiffre par le poids supposé du cerveau (déterminé en fonction des caractéristiques morphologiques du sujet et de tables), on détermine indirectement le volume retenu. D'après Kety, ces hypothèses semblent confirmées par le peu d'écart qu'il trouve, sur l'animal, en comparant cette méthode aux méthodes plus directes.

La méthode a été appliquée à la circulation coronaire par Goodale et Hackel⁽¹⁹⁾, en utilisant les courbes de désaturation au niveau du myocarde.

D'autres auteurs emploient des gaz différents : acétylène, iodure d'éthyle...

Ces procédés sont évidemment délicats à mettre en œuvre. S'ils ont le mérite d'être les seuls que l'on puisse appliquer à l'homme, les nombreuses hypothèses qui en sont à la base

(19) *Circulation Research*, 1, 502, 1953.

en rendent les résultats assez sujets à discussion. Enfin, une critique qui leur est apportée est que, par ces méthodes de dissolution gazeuse, seule la circulation fonctionnelle, empruntant les capillaires, est mesurée. Le sang qui, empruntant les shunts artério-veineux, ne participe pas aux échanges métaboliques, est exclu de cette mesure. On a ainsi, non pas une mesure du débit sanguin réel, mais une mesure du débit sanguin fonctionnel (Barcroft et Dornhorst) ⁽²⁰⁾.

4. — La méthode des clearance

Elle a surtout été utilisée en physiologie rénale. Nous en rappelons le principe qui est voisin de celui de Fick. Soit D (en litres par minute) le débit sanguin traversant le rein. Nous considérons une substance dissoute dans le sang et éliminée par le rein. L'épuration (clearance) du sang par le rein peut se mesurer de la manière suivante. Si dans le sang artériel, le taux de solution de cette substance est de C_A cm³ par litre, et si dans le sang veineux, il n'est plus que de C_V cm³ par litre, c'est que chaque litre de sang a été épuré de $C_A - C_V$ cm³. Donc, les D litres de sang ont perdu, en une minute :

$$D (C_A - C_V) \text{ cm}^3$$

Cette substance se retrouve dans les urines au taux de u cm³ par litre. Si le débit-minute des urines est V litres, la quantité de substances éliminée par les urines en une minute est :

$$u.V \text{ cm}^3$$

Et on a :

$$D (C_A - C_V) = u.V$$

Ainsi, le débit sanguin est-il :

$$D = u.V / C_A - C_V$$

en litres par minute.

Cette méthode est utilisée le plus souvent, en clinique, comme test du fonctionnement rénal. Mais, en physiologie, elle consti-

(20) *Peripheral Circulation in Man*, p. 124.

tue une mesure du débit rénal. Elle nécessite la mesure des taux de dissolution d'une substance dans le sang artériel, le sang veineux et les urines. Elle ne s'applique qu'à l'animal.

5. — Méthode des clearance tissulaires

Divers auteurs, notamment Kety ⁽²¹⁾ (1948) aux U.S.A., puis Miller et Wilson ⁽²²⁾ et Mc Girr ⁽²³⁾ (1952) en Grande-Bretagne, ont utilisé une méthode analogue pour étudier la circulation périphérique à l'aide de substances radio-actives. Ils injectent une faible quantité de substance radio-active (²⁴Na ou ¹³¹I) dans les tissus d'une région donnée. A l'aide de compteurs de Geiger-Muller, ils déterminent ensuite dans quelles proportions les molécules radio-actives disparaissent des tissus où elles ont été injectées. Il y a épuration progressive (clearance) des tissus par le système circulatoire. La rapidité de cette épuration est fonction du débit circulatoire dans la région envisagée.

Soit V le volume extra-cellulaire dans lequel on a fait l'injection de substance radio-active, Soit D le débit sanguin à travers cette région. Soient Ca et Cv les concentrations du sang artériel et veineux en substance radio-active, et Ct celle des tissus. Soit enfin Q la quantité totale de substance radio-active contenue dans la région à un moment donné (telle qu'elle est mesurée par le compteur de Geiger-Muller). Au cours d'un bref intervalle de temps dt, la diminution de cette quantité de substance radio-active est donnée par :

$$dQ = (C_A - C_V) D dt$$

Si on considère comme négligeable la concentration artérielle et si on suppose qu'un équilibre existe à chaque instant entre la concentration dans le sang veineux et dans les tissus, on peut écrire que :

$$C_V = m C_T$$

m étant le coefficient de partage entre les tissus et le sang.

Or :

$$C_T = Q/V$$

(21) *American Heart Journal*, 38, 321, 1949.

(22) Cité par Mc GIRR.

(23) *Clinical Science*, 11, 91, 1952.

et l'équation donnant la valeur de dQ devient :

$$dQ = - m Q D dt/V$$

En posant :

$$k = m Q D/V$$

et en intégrant, on trouve :

$$Q = Q_0 e^{-kt}$$

Q_0 étant la quantité initiale de substance radio-active introduite. Remarquons que le coefficient k de la loi exponentielle est une fonction du débit régional. Ainsi, de cette étude théorique Kety tire deux conclusions :

1. — La loi de clearance d'un tissu en substance radio-active est une loi exponentielle.

2. — La constance de cette loi est une fonction du débit sanguin dans la région.

A partir de là, il expose une méthode qualitative de détermination du débit sanguin. En portant sur un graphique à coordonnées semi-logarithmiques (Fig. 24) la courbe de Q en fonc-

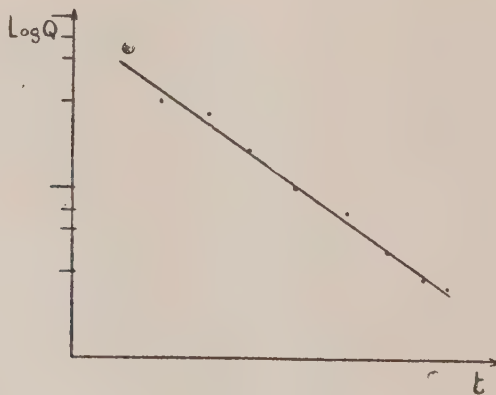


FIG. 24

tion du temps, on obtient une ligne droite. La pente sera d'autant plus rapide que le débit D sera plus grand.

D'autres auteurs ont admis la réalité de la dégression exponentielle de Q , mais ont un jugement plus nuancé sur la rela-

tion de cette clearance avec le débit sanguin. Quoiqu'il en soit, cette méthode récente fait l'objet de nombreuses mises au point et mérite de retenir l'attention.

6. — Conclusion

Des diverses méthodes que nous venons de décrire et qui se caractérisent toutes par la nécessité d'une ou plusieurs ponctions vasculaires, nous retiendrons les idées suivantes. On peut, à l'aide de ces procédés, aboutir à une mesure de débit (et essentiellement de débit cardiaque) avec une excellente approximation. Mais ceci, au prix d'une expérimentation très délicate, de dosages nombreux et précis. Ces procédés restent peu employés dans notre pays où le résultat semble mince devant l'importance et le caractère spectaculaire des moyens mis en œuvre. Aussi ces méthodes restent encore assez exceptionnelles en physiologie humaine. Elles demeurent l'objet de quelques tentatives et par conséquent ne sont pas encore capables de faire progresser de façon décisive les problèmes circulatoires.

MESURE DES VITESSES

Pour qu'une mesure de vitesse permette de calculer un débit il est nécessaire de connaître le diamètre de la conduite où s'effectue la mesure.

Les vitesses peuvent être déterminées par des méthodes directes ou indirectes.

1. — Méthodes directes

Mesurer la vitesse d'un mobile revient à mesurer le temps mis par le mobile pour parcourir une certaine distance. Les appareils servant à mesurer la vitesse du sang de façon directe dérivent de l'hémodynamomètre de Volkmann⁽²⁴⁾. Il s'agit d'un tube rempli de sérum, que l'on intercale sur le trajet de l'ar-

(24) Cité par DAWES et Coll., dans *Jl. of Physiol.*, 121, 72, 1953.

tère. On mesure le temps que met le ménisque sang-sérum à parcourir le tube.

Un réel progrès fut accompli par l'utilisation d'une bulle d'air comme repère de la progression du sang (Soskin) ⁽²⁵⁾. Le principe est le suivant. On intercale un tube de verre de 1 mètre environ sur le trajet d'une artère. Un dispositif permet d'injecter une bulle d'air dans le cours du sang en amont d'un repère A. Au-delà d'un repère B se trouve un « piège » qui retient la bulle. Ce piège est simplement une dilatation ampullaire du tube, comportant à sa partie supérieure une purge, et de laquelle le départ du sang se fait par le bas (Fig. 25).

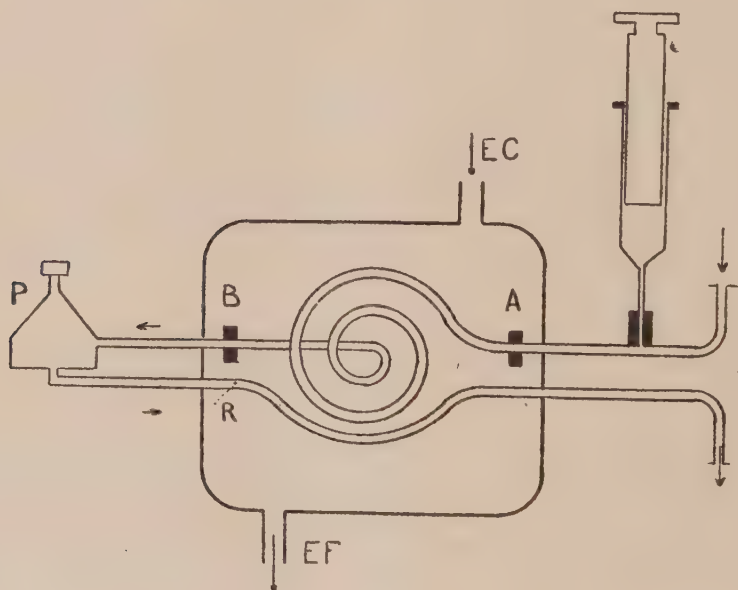


FIG. 25

P : piège. — A, B : repères. — EC : entrée d'eau chaude.
EF : sortie d'eau froide. — R : canalisation de retour.

Le courant sanguin pénétrant dans cet élargissement, ralentit, la bulle s'élève au haut du piège et peut être éliminée par la purge. Le temps mis par la bulle pour aller de A en B, la longueur AB et le calibre du tube sont les trois éléments qui per-

(25) Cité par BRUNER, dans *Meth. in Med. Research*, 1, 80, 1948.

mettent de calculer le débit. On peut d'ailleurs, quand on désire obtenir directement le débit, calculer une fois pour toutes le volume du tube compris entre A et B et dresser une courbe Débit = f (temps de passage). Nous avons donc là une méthode de mesure du débit moyen, à circulation mixte fermée.

Cet appareil, simple, peu coûteux, n'est utilisable que chez l'animal puisqu'il faut sectionner une artère et insérer le tube de façon permanente entre les deux sections. Les auteurs américains installent ces appareils à demeure sur l'animal. Le tube de mesure est recourbé de façon à être moins encombrant ; il est fixé sur la peau de l'animal. A ses côtés, est disposé le retour du sang à la circulation qui suit le « piège » (Fig. 25). Ces deux tubes sont placés dans une ampoule de verre qui permet, par une circulation d'eau chaude, de maintenir le sang à une température voisine de celle du corps (précaution indispensable étant données les grandes variations de la viscosité sanguine avec la température).

Bruner ⁽²⁶⁾ fait la critique de ces appareils. Il reconnaît que l'introduction du tube modifie les conditions hémodynamiques. L'augmentation des pertes de charge est provoquée :

— Par la longueur du tube (perte de charge linéaire).

— Par les changements de section brutaux (aux T d'injection d'air, au « piège », aux canules...)

— Par la courbure donnée au système pour diminuer l'encombrement.

L'auteur indique aussi les difficultés rencontrées pour le nettoyage de ces appareils. En effet, l'utilisation obligatoire d'anti-coagulants provoque sur le verre du tube un dépôt de fibrine. Celui-ci se forme rapidement, et modifie la nature de la paroi lors de l'écoulement. Ce dépôt suffit à modifier les courbes d'éta-lonnage et rend obligatoires des lavages fréquents. L'erreur relative que l'on peut attendre d'un tel appareil, bien utilisé, est faible. L'auteur l'estime à 1 à 2 % pour les petits débits et de 2 à 8 % pour les débits plus importants.

(26) *Meth. in Med. Res.*, 1, 80, 1948.

2. — Méthodes indirectes

Les principes physiques sur lesquels reposent les méthodes indirectes de mesure des vitesses sont de divers ordres :

— Les principes mécaniques qui utilisent les propriétés hydrodynamiques du sang.

— Les principes calorifiques qui utilisent le transport de chaleur.

— Les principes électriques qui utilisent le transport de charges électriques.

A. — MÉTHODES MÉCANIQUES.

1. — Mesure de l'énergie cinétique du fluide.

Un mobile en mouvement possède une énergie cinétique égale à $\frac{1}{2} M V^2$. Ainsi, une veine liquide possède de l'énergie de par son mouvement même et elle aura une action mécanique sur tout obstacle placé devant elle. Si dans un cours d'eau, nous plaçons une palette perpendiculaire au courant, il faudra exercer une force pour maintenir cette palette. Cette force s'oppose à celle développée par l'énergie cinétique du fluide. Tel est le principe de l'hémodynamomètre de Chauveau. Une petite palette (Fig. 26)

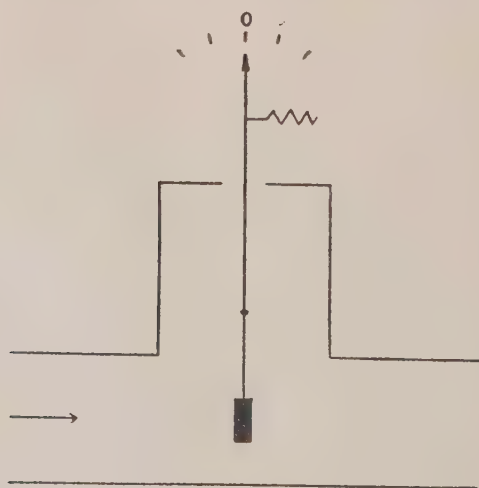


FIG. 26

est fixée perpendiculairement au cours du sang. Elle est maintenue, en son milieu, par un point fixe. Un ressort tend à la ramener à sa position initiale. Plus la vitesse du sang est grande, plus l'inclinaison prise sera grande. Une aiguille enregistre les déplacements.

Plus moderne est l'appareil de Sarnoff et Berglund ⁽²⁷⁾. Leur électro-turbinomètre est constitué d'une roue à ailettes située dans l'axe d'un tube métallique par lequel est dévié le sang. Cette roue à ailettes, analogue à une hélice, comporte un aimant permanent à deux pôles disposé perpendiculairement à l'axe de rotation. Sur la paroi du tube existe une bobine. Le déplacement du champ magnétique créé par l'aimant provoque un courant électrique induit dans cette bobine. A chaque demi-tour de la roue à ailettes, le courant induit change de sens. En comptant le nombre d'inversions du courant recueilli, on mesure la vitesse du sang.

2. — Mesure des pressions exercées par les fluides.

On peut, pour apprécier la vitesse du fluide en mouvement, utiliser les mesures de pression. Trois méthodes sont possibles.

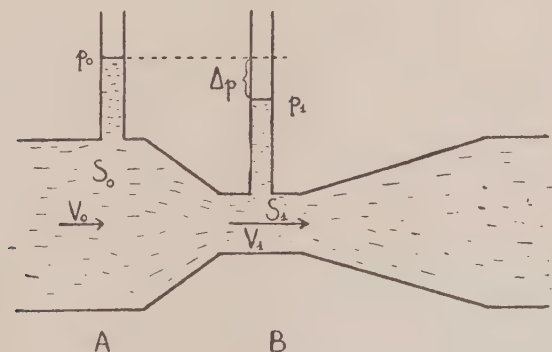


FIG. 27

Les pressions latérales dans un fluide sont liées aux vitesses par le théorème de Bernoulli ⁽²⁸⁾. Si on produit un rétrécissement sur le cours du fluide, on peut déduire la vitesse et le débit de

(27) *Circulation Research*, 1, 331, 1953.

(28) Voir Chapitre 1^{er}, p. 21.

la différence de pression ΔP qui existe entre le point le plus serré du rétrécissement et un point de section normale en amont de celui-ci (Fig. 27). C'est le principe du débit-mètre de Venturi. La relation théorique est facile à établir. On a :

$$V_0^2 / 2g + p_0 / \bar{\omega} = V_1^2 / 2g + P_1 / \bar{\omega}$$

et

$$D = V_0 \cdot S_0 = V_1 \cdot S_1$$

Il en résulte que

$$P_0 - P_1 = \Delta p = \bar{\omega} (V_1^2 - V_0^2) / 2g.$$

Or,

$$V_0 = V_1 \cdot S_1 / S_0$$

d'où

$$\Delta p = \bar{\omega} (V_1^2 - V_1^2 S_1^2 / S_0^2) / 2g$$

$$\Delta p = V_1^2 \times \bar{\omega} (1 - S_1^2 / S_0^2) / 2g$$

Le facteur $\bar{\omega} (1 - S_1^2 / S_0^2) / 2g$ est une constante k donc.

$$\Delta p = k V_1^2$$

On voit que la vitesse V_1 (ou V_0) est en relation directe avec Δp lue sur un manomètre différentiel. Le débit $D = V_1 S_1$ est donc en relation avec Δp :

$$D = k \sqrt{\Delta p}.$$

Si le fluide était parfait, k pourrait être calculé en fonction des dimensions mécaniques de l'ajutage de Venturi. Mais les pertes de charge entraînées par la viscosité du fluide rendent le calcul aléatoire et, en général, on étalonne un Venturi. Ce type d'appareil est utilisé par Van Harreveld et Shalde⁽²⁹⁾.

Le Venturi ne s'approche des conditions théoriques que si le rétrécissement est progressif. Cela oblige à faire des appareils encombrants. Or, du fait de la viscosité du sang, on ne peut néanmoins s'affranchir d'un étalonnage. C'est pourquoi les physiologistes s'écartent délibérément des conditions hydrauliques les meilleures et utilisent les variations de pression créées par un rétrécissement brutal et court. On a, dès lors, un appareil peu encombrant qui doit être étalonné avant l'emploi. Cet appareil est appelé par les auteurs américains « orifice-meter » (Green

(29) *Archives internationales de Physiologie*, 59, 165, 1951.

(³⁰): Il mesure la différence des pressions latérales de part et d'autre d'un diaphragme placé perpendiculairement au courant sanguin. Shipley (³¹) utilise un diaphragme réglable. D'autres utilisent un système mécanique qui serre deux extrémités de tube sur un disque percé d'un trou (Fig. 28). Il existe un jeu de

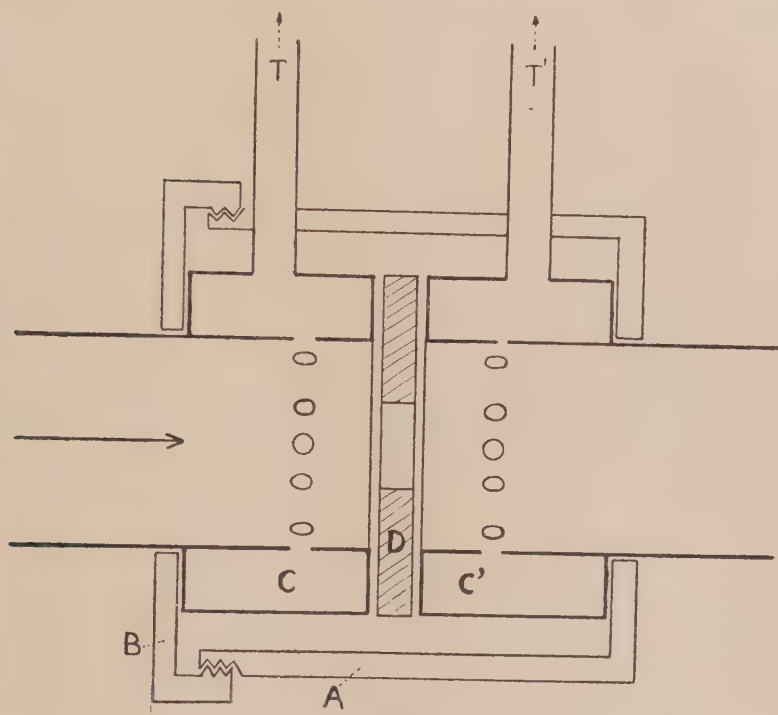


FIG. 28

A : corps de l'appareil. — B : bouchon de serrage.
C, C' : chambres de prise de pression. — D : diaphragme.
T, T' : tubulures de liaison avec le manomètre.

disques ce qui permet d'adapter la dimension de l'orifice au débit à mesurer.

Dans le cas de ces appareils, la théorie ne permet pas de prévoir avec précision la valeur de la différence des pressions ΔP en amont et en aval du disque. L'étude de cette différence de

(30) *Methods in Medical Research*, 1, 101, 1948.

(31) Cité par GREEN, *ibid.*

pression Δp est donc expérimentale. Cette étude a montré que Δp était une fonction assez complexe du débit, de la forme :

$$\Delta p = aD + b D^2$$

a et b étant des constantes dépendant de la construction de l'appareil. Ainsi, la variation de pression est obtenue par la somme de deux termes où intervient le débit. Dans le premier terme aD , le débit intervient à la puissance 1. Ce terme dépend surtout de la perte de charge provoquée par le rétrécissement : il est donc sous la dépendance de la viscosité du sang. Le second terme $b D^2$, fait intervenir le carré du débit. Ce terme est peu influencé par la viscosité, mais dépend surtout de la vitesse du fluide (donc du débit) : c'est le terme analogue à l'effet de Venturi. Au total, la relation n'est pas linéaire, mais, comme dans le cas de Venturi, parabolique. Aussi, il faudra procéder à de nombreux étalonnages, comportant chacun un nombre suffisant de points de mesure. Ces étalonnages, s'ils sont effectués avec du sérum au lieu de sang, seront d'autant plus inexacts que les débits seront plus faibles, car, aux faibles débits, le terme $a D$ (qui dépend de la viscosité) est prépondérant. Au contraire, aux forts débits, l'influence du terme $b D^2$ l'emporte, qui, lui, dépend peu de la viscosité.

Enfin, dans l'utilisation de l'appareil, on évitera les mesures de faibles débits pour une autre raison. On opérerait en effet dans ce cas dans une région de la courbe d'étalonnage présentant une forte courbure, causant des erreurs plus importantes.

Comme dans le cas de l'hémodromomètre à bulle, le dépôt rapide du coagulum fibrineux oblige à de fréquents nettoyages et à de fréquents étalonnages.

L'enregistrement de Δp est facile à réaliser au moyen de manomètres différentiels à enregistrement optique (Fig. 29). Selon l'amortissement donné, on peut utiliser l'appareil pour la mesure des débits instantanés ou des débits moyens. Dans le premier cas, le calcul du débit moyen peut être obtenu par planimétrie. Un tel appareil a été utilisé pour la mesure de débit des artères coronaires (Fig. 29). Lorsque les robinets à 3 voies a et a' assurent le passage du sang par M, les appareils de mesure ne sont pas en circuit. On peut alors, soit démonter, soit procéder à des étalonnages en faisant circuler un fluide par l'ouverture des robinets b et b'. Les manomètres B et B' enregistrent la pression statique du fluide, le manomètre différentiel A, la différence

de pression Δp de part et d'autre du diaphragme. Lors d'une mesure, on tourne les robinets a et a' de manière à ce que le sang passe par N, b et b' étant fermés.

Un troisième dispositif hydraulique peut être utilisé : c'est celui qui repose sur le principe du tube de Pitot. Nous avons vu qu'un ajutage de prise de pression latérale permet de détermi-

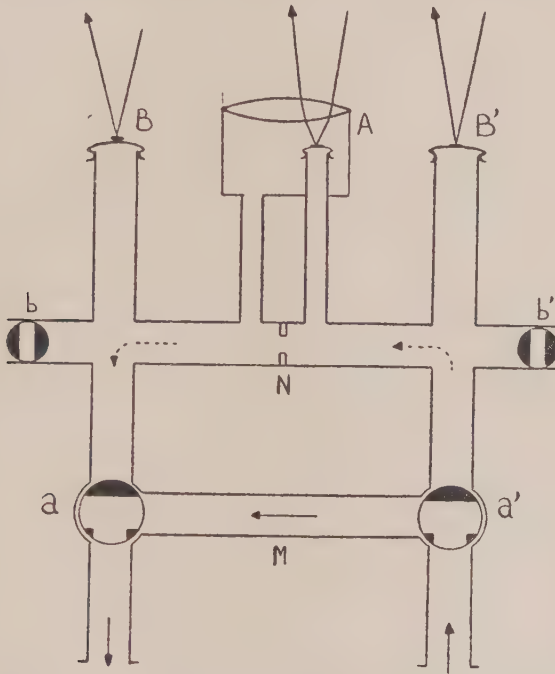


FIG. 29

ner la pression du fluide. Mais, si l'ajutage de prise de pression présente sa surface perpendiculairement au courant, il enregistre en plus de la pression du fluide, une pression supplémentaire due à la dissipation de l'énergie cinétique du fluide. Donc, la pression lue est dans ce cas

$$P/\bar{\omega} + V^2/2g$$

c'est-à-dire la charge (Voir chapitre 1^{er}, p. 21).

On conçoit donc que la lecture simultanée dans une même section d'un manomètre à pression latérale (dite pression statique) et d'un manomètre à pression dynamique permette la déter-

mination de la vitesse. Ici, encore, cette base théorique n'est pas valable quantitativement à cause de la viscosité du fluide. L'appareil de mesure doit être étalonné. Très utilisé en hydraulique parce qu'il permet une exploration point par point d'une veine liquide, le tube de Pitot a peu tenté les physiologistes car il est de construction délicate. Dans les vaisseaux sanguins, pour que sa dimension même ne perturbe pas le flux qu'il doit mesurer, on doit réaliser un tube très fin, dans lequel la colonne sanguine a des difficultés à passer à cause des phénomènes de capillarité mis en jeu. Enfin, dans les veines liquides tourbillonnaires, le Pitot ne présente pas une bonne fidélité.

Malgré ces difficultés une réalisation a été tentée. Baxter et Pearce ⁽³²⁾ ont construit un appareil qui peut être introduit dans les gros vaisseaux après incision latérale. Les pressions (pression statique et pression différentielle) sont mesurées à l'aide de manomètres électriques à capacitance. Un système électrique, adjoint à l'amplificateur, donne directement la racine carrée de la différence de pression, rétablissant la possibilité d'une échelle linéaire sur les graphiques.

b. — MÉTHODE CALORIFIQUES.

Dans ce paragraphe, nous décrirons deux types d'appareils : l'hémodynamomètre à fil chaud et le thermostromuhr.

1. — *L'hémodynamomètre à fil chaud* :

C'est une application à la mesure des vitesses du sang du principe de l'anémomètre à fil chaud, qu'ont tenté Issekutz, Lichtneckert, et Hetenyi ⁽³³⁾, d'après les indications d'Anrep. Une partie d'un circuit électrique étant constituée par un filament métallique se trouve échauffée par le passage du courant (effet Joule). Si ce filament est plongé dans un fluide en mouvement, il cédera d'autant plus de chaleur à ce fluide que la vitesse sera plus élevée. Et, le refroidissement du filament sera donc d'autant plus grand que la vitesse du fluide sera plus élevée. Or, la résistance d'un conducteur étant une fonction de sa température (voir le principe des thermomètres à résistance infra page 108), il en résulte que l'intensité du courant électrique qui traverse le cir-

(32) *Journal of Physiology* (supplément), 112, 26P, 1951.

(33) *Archives internationales de Pharmacodynamie*, 88, 33, 1950.

cuit est une fonction de la vitesse du fluide dans lequel est plongé le filament.

Ce type d'appareil est utilisé, sous le nom d'anémomètre à fil chaud, en météorologie pour déterminer la vitesse du vent. Son inconvénient est que la loi qui relie la résistance R du fil à la vitesse V fait intervenir la 4^e puissance de la vitesse ($R = f(V^4)$). Aussi, une infime variation de vitesse entraîne-t-elle une importante variation de la résistance du filament. Cela revient à dire que cet appareil est relativement peu sensible.

2. — *Les thermostromuhr :*

Lorsqu'un élément chauffant est placé dans un fluide circulant, il lui cède de la chaleur, ainsi que nous l'avons vu dans le précédent paragraphe. Cette chaleur, perdue par l'élément chauffant est cédée au fluide et l'échauffe. Cet échauffement du fluide est d'autant plus faible que sa vitesse est plus élevée (chaque unité de volume restant d'autant moins de temps en contact avec l'élément chauffant). Le « Thermostromuhr » est un appareil qui permet, par la mesure de l'échauffement du fluide après son contact avec l'élément chauffant, de déterminer la vitesse d'écoulement. Cette mesure de température est réalisée grâce aux couples thermoélectriques dont nous allons tout d'abord rappeler le fonctionnement.

Quand deux soudures métalliques sont portées à des températures différentes, un courant électrique naît entre ces deux soudures. La force électro-motrice (f.é.m.) d'origine calorifique ainsi provoquée est une fonction de la différence de température entre les deux soudures :

$$e = f(\Delta t)$$

Ainsi, on dispose, en intercalant un galvanomètre dans le circuit, d'un moyen d'apprécier la différence de température des deux soudures.

Les f.é.m. produites par effet thermo-électrique sont très faibles, de l'ordre du millivolt, voire du microvolt. Il est donc nécessaire d'employer des galvanomètres très sensibles, à enregistrement optique, ou d'employer les amplificateurs. Le couple platine-platine rhodié donne les f.é.m. les plus importantes. Le couple cuivre-constantan, très utilisé, donne une f.é.m. d'environ 40 μ V pour une différence de température de un degré entre la

soudure chaude et la soudure froide. On emploie aussi le couple argent-constantan.

Dans le *thermostromuhr*, les couples thermo-électriques servent à enregistrer l'échauffement du courant sanguin à l'aval d'un élément chauffant. Sur une section du conduit étudié est disposé un collier chauffé électriquement. Le sang circulant à son contact emporte au passage, un nombre de calories qui dépend de sa vitesse. La soudure chaude d'un couple thermo-électrique est disposées à quelques centimètres en aval, au contact du vaisseau. Son échauffement par rapport aux conditions normales permet d'avoir une mesure du débit sanguin. Les appareils réalisés se différencient les uns des autres par l'emplacement de la soudure froide du couple thermo-électrique. Dans l'appareil initial de Rein ⁽³⁴⁾, cette soudure n'était pas au contact du vaisseau. Dans les appareils ultérieurs, elle fut disposée en amont de l'élément chauffant : le couple donne ainsi une mesure de l'échauffement du sang. Dans l'appareil de Baldes et Herrick ⁽³⁵⁾, les deux soudures sont disposées symétriquement par rapport au collier de chauffage, le tout étant placé dans un bloc d'ébonite isolante, creusé d'un trou cylindrique pour le vaisseau. Dans l'appareil de Schmidt ⁽³⁵⁾, la soudure froide est à l'amont du bloc contenant l'élément chauffant et la soudure chaude. Ces appareils, utilisables uniquement sur l'animal, peuvent être disposés à demeure après une petite intervention chirurgicale. Ils ne nécessitent aucun nettoyage. Il n'y a pas ouverture du vaisseau étudié : c'est une méthode respectant l'intégrité du système circulatoire.

L'étalonnage peut être fait *in vitro*, par perfusion avec du sang incoagulable chauffé à la température du corps. *In vivo*, l'appareil installé à demeure sur un animal, on peut l'étalonner de nouveau à l'aide d'autres systèmes de mesure (hémodynamomètre à bulle par exemple). Les résultats tirés de la comparaison des étalonnages *in vitro* et *in vivo* sont, d'après Gregg ⁽³⁶⁾ assez discordants. L'auteur attribue ce fait aux variations importantes dans l'étalonnage, provoquées par les différences dans la température générale de l'animal au moment de l'expérience ou avant l'expérience. Ces facteurs thermiques parasites sont diffi-

(34) *Zeitschrift für Biologie*, 87, 394, 1928.

(35) Cités par GREGG, dans *Meth. in Med. Res.*, 1, 89, 1948.

(36) *Methods in Medical Research*, 1, 89, 1948.

ciles à contrôler et diminuent l'intérêt pratique de cette méthode. Très utilisés en Allemagne et aux Etats-Unis il y a quelques années, les *thermostromuhr* sont peu à peu délaissés au profit des appareils plus modernes (électro-magnétiques en particulier).

3. — *Utilisation des thermistances.*

Cependant, dans les dernières années, le remplacement des couples thermo-électriques par des thermistances (métaux semi-conducteurs) a redonné une actualité à ces méthodes, principalement en Allemagne. Felix et Groll⁽³⁷⁾ ont présenté un dispositif expérimental. Une thermistance, chauffée électriquement, est refroidie par le courant. Le refroidissement, qui dépend de la vitesse du sang, modifie la résistance. On détermine celle-ci à l'aide d'un pont de Wheatstone. Pour éliminer l'influence des variations de la température propre du sang, une seconde thermistance enregistre cette température.

c. — MÉTHODES ÉLECTRO-MAGNETIQUES.

Cette méthode originale permet d'enregistrer les vitesses instantanées d'un fluide contenant des ions. Kolin⁽³⁸⁾ aux U.S.A., Wetterer⁽³⁸⁾ en Allemagne, Fabre⁽³⁹⁾ en France et, plus récemment Jochim⁽⁴⁰⁾ aux U.S.A. étudient ce procédé.

Principe. Le principe de la méthode repose sur les lois de l'induction électromagnétique. Si un conducteur électrique se déplace dans un champs magnétique uniforme H , une force électro-motrice prend naissance dans ce conducteur pendant toute la durée du déplacement. Dans le cas particulier où le conducteur est rectiligne, se déplace avec une vitesse constante v dans une direction perpendiculaire aux lignes de force du champ H , la F.E.M. induite est égale à

$$e = H l v 10^{-8}$$

si l est la longueur de l'élément mobile.

(37) *Zeitschrift für Biologie*, 106, 208, 1953.

(38) Cités par JOCHIM.

(39) Cité par HERMAN, « *Physiologie de la Circulation* », p. 231.

(40) *Methods in Medical Research*, 1, 108, 1948.

Or, le sang circulant, transportant en son sein des ions, est assimilable à un conducteur électrique. Si l'on dispose un vaisseau sanguin perpendiculairement aux lignes de force d'un champ magnétique, une f.é.m. induite naîtra dans le vaisseau. Cette f.é.m. induite est proportionnelle à la vitesse du sang. Il suffit, pour la mesurer, de disposer deux électrodes impolarisables sur le vaisseau et de brancher, entre ces deux électrodes, un galvanomètre sensible. On obtient, sans ouvrir le vaisseau, un appareil de mesure des vitesses.

Réalisation. — L'appareil décrit par Jochim est constitué par un bloc de bakélite isolante analogue à ceux utilisés dans les *thermostromuhr*. Un orifice cylindrique est percé dans ce bloc, à l'intérieur duquel est disposé le vaisseau étudié. Le champ est produit tantôt par un aimant permanent, tantôt par un électro-aimant. On peut modifier la position d'une armature afin de diminuer au maximum l'entrefer. L'auteur, opérant sur la carotide du chien, utilise des champs atteignant 1500 gauss pour un entrefer de 1 cm. Les électrodes sont fixées au bloc de bakélite. Ce sont des mèches de laine imprégnées d'une solution saline et connectées chacune à une électrode impolarisable. La mèche doit être en contact permanent avec la paroi de l'artère aussi l'artère ne doit-elle pas battre. On obtient un bon contact en adaptant le diamètre de l'orifice de passage au vaisseau étudié : le diamètre du trou doit être inférieur au plus petit diamètre du vaisseau (diamètre diastolique). La mèche est disposée dans un trou perpendiculaire à l'axe de l'appareil et dépasse légèrement dans la lumière du canal destiné au vaisseau.

Le courant recueilli entre les deux électrodes impolarisables est amplifié et enregistré. L'étalonnage est obtenu à l'aide d'une seule expérimentation puisque la courbe est une ligne droite passant par l'origine. Pour obtenir ce point *in vivo*, on remplace momentanément l'écoulement sanguin à travers le vaisseau étudié par une perfusion saline de même pH que le sang.

Cet appareil très ingénieux repose sur une base physique très solide. Le relation entre la grandeur mesurée (e) et la vitesse du sang est très sûre. Le fait qu'il n'y ait pas ouverture du système circulatoire est également une de ses qualités. Ainsi, par ce moyen, on obtient des courbes de vitesses instantanées très fidèles.

Les inconvénients de la méthode sont cependant nombreux. Tout d'abord, l'intervention que nécessite la mise en place de l'appareil autour d'une arère dénudée interdit son application à l'homme. De plus la mise en place d'un aimant ou d'un électro-aimant (qui est toujours lourd et volumineux) est difficile. Enfin et surtout, la mise en application de la méthode présente des caractères non physiologiques de nature à perturber la circulation : dénuder l'artère, l'enfermer dans un fourreau lui donnant un diamètre constant sont certainement des excitants qui provoquent des réactions vaso-motrices tant locales qu'à distance.

Malgré ces difficultés, cependant, les appareils électro-magnétiques ont actuellement un essor considérable dans les laboratoires de physiologie expérimentale aux Etats-Unis.

LE ROTAMETRE

L'appareil appelé Rotamètre ⁽⁴¹⁾ (rotameter) par les auteurs anglo-saxons est un appareil de mesure directe des débits. Son principe est très simple. Il s'agit (Fig. 30) d'un tube transparent

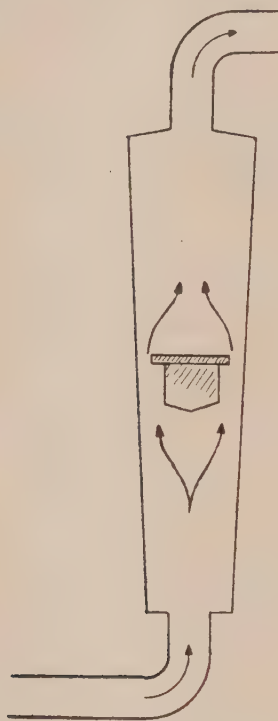


FIG. 30

vertical, de diamètre croissant en allant de bas en haut et que le fluide parcourt de bas en haut. A l'intérieur du tube est disposé un flotteur dont le diamètre est égal au plus petit diamètre du tube. Quand le fluide est immobile, le flotteur est lesté de façon à descendre lentement et il vient occuper la partie inférieure. Si un courant s'établit, le flotteur est chassé vers le haut jusqu'au moment où un équilibre s'établit entre deux forces : une

(41) SHIPLEY, dans *Meth. in Med. Res.*, 1, 96, 1948.

force descendante due au poids du flotteur et une force ascendante due au fluide qui repousse le flotteur. Comme le tube est de plus en plus large vers le haut, la section libre annulaire offerte au passage du fluide entre le flotteur et la paroi sera plus grande quand le flotteur montera. Ainsi, à chaque débit correspondra une position d'équilibre. Plus le débit sera grand, plus cette position d'équilibre sera élevée dans le tube.

Si le fluide utilisé était un fluide parfait, la relation entre la hauteur du flotteur et le débit serait une loi linéaire. Mais l'influence de la viscosité, ici encore, crée des pertes de charge que l'on ne peut calculer et qui compliquent la relation hauteur-débit. Aussi est-il nécessaire d'étalonner chaque appareil. On s'aperçoit alors qu'aux faibles débits, l'erreur due à la viscosité est plus grande qu'aux débits plus importants. On devra donc utiliser des rotamètres adaptés aux grandeurs à mesurer, de manière à travailler dans les parties les plus rectilignes des courbes d'étalonnage. Ces courbes devront être souvent établies car les dépôts de fibrine sur l'appareil les modifient rapidement.

Ainsi se trouve réalisé un appareil original dont les avantages sont importants. Il est de construction simple. C'est un appareil robuste et peu coûteux. Il donne, par lecture directe, un débit moyen, de manière continue.

Ses inconvénients sont, d'une part, ceux inhérents à tous les procédés qui obligent à dériver le sang dans un appareil inerte, d'autre part, ceux inhérents à l'appareil. Nous avons déjà étudié les premiers : nécessité d'une intervention sanglante, d'anticoagulants, modifications des conditions hémodynamiques à cause de l'existence d'une dérivation. Les seconds, les inconvénients propres à l'appareil, proviennent essentiellement des difficultés d'étalonnage. Si l'étalonnage est fait avec du sérum (ce qui est plus facile à réaliser), la différence de viscosité du sérum et du sang provoque des erreurs lors de l'utilisation, surtout aux faibles débits. Si on fait l'étalonnage avec du sang, la mise en œuvre est plus difficile, d'autant plus que ces étalonnages doivent être assez souvent répétés. Ainsi, si cet appareil présente une très grande commodité d'emploi, les difficultés d'étalonnage rendent ses résultats souvent aléatoires.

II. — METHODES UTILISANT L'OBSERVATION DIRECTE DES VAISSEAUX

C'est dans le souci d'observer des phénomènes physiologiques aussi voisins que possible des phénomènes normaux, que les chercheurs tentèrent l'examen direct des vaisseaux sanguins, sur le sujet vivant.

Depuis longtemps déjà, l'observation au microscope du système circulatoire avait permis d'éclaircir de nombreuses questions concernant l'anatomie du système capillaire. C'est dès 1661 que Malpighi avait décrit les capillaires des poumons et de la vessie. Puis les observations *in vivo* furent faites, en opérant sur la palmure des pattes de grenouille, sur le mésentère de grenouille afin d'étudier la physiologie des capillaires. En 1912, Lombard ⁽⁴²⁾ décrivit un procédé applicable directement à la peau de l'homme: la peau est recouverte d'huile de cèdre, éclairée très fortement sous une incidence oblique et observée au microscope par l'intermédiaire d'un filtre bleu. On voit alors l'extrémité supérieure, sous-épidermique, des arcades capillaires. Muller ⁽⁴²⁾ indiqua qu'au dessous de l'ongle, les arcades étant couchées, elles pouvaient être observées sur une plus grande longueur. Tels étaient les premiers capillaroscopes. Mais ce sont les travaux de Krogh qui, à partir de 1919-21 firent faire d'importants progrès à l'étude des capillaires. Il montra que, dans les modifications de débits locaux, ce n'étaient pas tant les variations de pression qui agissaient que des variations de distribution sanguine. Ces variations sont obtenues par l'ouverture et la fermeture de branches du réseau capillaire. Ces travaux furent repris et développés par Chambers et Zweifach qui poussèrent plus loin l'analyse physiologique des phénomènes sur les bases jetées par Krogh. Ils montrèrent l'existence d'anastomoses artériolo-veineuses (*preferential channel*) qui, lorsqu'ils sont ouverts, permettent au sang d'aller de l'artériole à la veinule en évitant le réseau capillaire. Des sphincters musculaires (*glomus*) existeraient sur ces anastomoses, provoquant leur ouverture ou leur fermeture selon les besoins locaux. Ces

(42) Cités par HERMAN, p. 316.

formations, d'abord décrites de façon très « anatomique », furent ensuite discutées. Leur existence anatomique fut mise en doute ; mais l'existence de passages préférentiels semble un fait physiologique assuré, même si des formations particulières ne leur sont pas réservées. Il semble bien en effet, que, par exemple dans le muscle squelettique, il existe deux types de capillaires : les uns sensibles aux conditions locales, assurant le métabolisme, les autres sensibles aux conditions centrales, assurant l'homéostasie (Barcroft et Dornhorst) ⁽⁴³⁾.

Du point de vue technique, Zweifach et Chambers ⁽⁴⁴⁾ opèrent sur le mésentère du rat et l'épiploon du chien. Dans ces travaux on note le souci de perturber le moins possible les conditions physiologiques. Zweifach remarque que l'anesthésie est une cause de perturbation importante mais ne s'en affranchit pas. Dans tous ces travaux, les seuls essais d'étude quantitative concernaient la pression du sang. C'est ainsi qu'on a pu démontrer que la pression capillaire était très faible, qu'il existait une importante chute artériolo-capillaire ce qui permit de situer au niveau de la zone artériolo-capillaire l'essentiel de la résistance périphérique.

Plus récemment, le souci de maintenir les régions observées dans des conditions aussi physiologiques que possible, et le désir de pouvoir observer d'autres circulations que celles des organes minces, a conduit aux techniques des « chambres transparentes ». Les premières furent utilisées au niveau des méninges, en pratiquant un volet dans la boîte crânienne. En 1924, Sandison ⁽⁴⁵⁾, puis, en 1930, Clark ⁽⁴⁵⁾ étudièrent le rat non anesthésié. Algire ⁽⁴⁶⁾ a repris ces techniques de façon très poussée. L'animal est préparé une fois pour toutes. Une partie de la peau du dos est découpée et remplacée par un corps transparent à travers lequel on aperçoit la face interne de la peau du côté opposé. L'animal vit avec l'appareil disposé de cette façon et est soumis à diverses expériences. On peut observer, photographier et filmer les capillaires d'une région cutanée qui conserve ses relations vasculaires et nerveuses avec un organisme intact, sans anesthésie.

Mais, les auteurs qui ont mis au point et utilisé ces méthodes

(43) *Peripheral Circulation in Man*, p. 122.

(44) *Methods in Medical Research*, 1, 131, 1948.

(45) Cités par ALGIRE.

(46) *Peripheral Circulation in Man*, p. 58.

n'ont pas, jusqu'à présent, étudié des procédés de mesure de débit. La plupart ont fait des mesures de pression (Landis), certains ont fait des mesures de diamètres capillaires (Hughes) ⁽⁴⁷⁾. Mais aucune technique de mesure de débit n'a été mise au point. Pourtant, la rapidité du courant sanguin dans les capillaires a souvent été étudiée. La connaissance précise de la vitesse du fluide et du diamètre du capillaire pourrait donc conduire à une appréciation du débit. Il est absolument capital, pour avoir une idée valable des variations de débit, de toujours joindre les deux facteurs : vitesse et diamètre. En effet, un rétrécissement du capillaire peut s'accompagner d'une accélération du sang sans que le débit change (le produit $s \cdot v$ demeurant constant). Enfin, une autre difficulté réside dans l'appréciation de la vitesse. Ce que l'on observe au microscope, c'est la progression des hématies. En mesurant le temps mis par une hématie à franchir une distance donnée, on peut déterminer la vitesse des hématies. Mais une question se pose encore : la vitesse des hématies est-elle la vitesse du sang ?

Les observations microscopiques sur les conditions d'écoulement du sang dans les capillaires en ont montré les particularités. Il existe une très importante inégalité des vitesses. Ainsi que nous l'avons exposé dans la première partie, les conditions sont réalisées pour que la vitesse au centre du capillaire soit très supérieure aux vitesses périphériques. Ceci explique que les hématies se rassemblent au centre de la veine liquide et s'écoulent rapidement, alors que les éléments blancs progressent très lentement le long des parois, au sein d'un plasma qui est le siège des échanges avec le milieu extravasculaire. Dès lors, on ne peut pas assimiler cet écoulement à l'écoulement d'une veine fluide homogène. L'écoulement est analogue à celui d'eau contenant en suspension des grains solides. Il en résulte aussi que la vitesse des hématies (qui est celle que l'observateur va mesurer) est supérieure à la vitesse moyenne de l'écoulement dans le capillaire. La multiplication de la vitesse des hématies par le diamètre du capillaire conduit donc à un débit supérieur au débit réel. Il faudrait corriger la vitesse des hématies par un facteur inférieur à 1 qui permette d'apprécier plus exactement la vitesse du sang total.

En conclusion de ce paragraphe, nous pouvons dire que les

(47) *Archives international Physiology*, 57, 114, 1949.

méthodes d'observation directe du système circulatoire permettent, par des procédés sanglants ou non sanglants, une observation très précise de la circulation capillaire. Cependant, aucune étude approfondie des débits n'a été réalisée à l'aide de ces techniques. Ces études, malgré les difficultés sérieuses, nous semblent cependant réalisables.

III. — LES METHODES NON SANGLANTES

Les motifs qui ont poussé les chercheurs à mettre au point des méthodes non sanglantes d'étude du débit sanguin ont déjà été indiquées dans l'introduction à la deuxième partie. Les deux principaux sont, rappelons-le :

— Le désir de pouvoir expérimenter sur l'homme.

— Le souci d'éviter des erreurs de méthode provoquées par le traumatisme expérimental.

Les méthodes non sanglantes seront évidemment toujours indirectes. Certaines d'entre elles pourront être quantitatives, mais souvent, les procédés d'appréciation du débit seront uniquement qualitatifs.

METHODES FONDEES SUR L'OBSERVATION DE LA PEAU

Sir Thomas Lewis ⁽⁴⁸⁾ qui étudia beaucoup la physiologie cutanée fut un des premiers qui tenta d'établir une corrélation entre la couleur de la peau et la circulation sanguine sous-cutanée.

La coloration de la peau est due à plusieurs facteurs : son épaisseur, sa pigmentation, le volume du sang présent dans les artérioles, les capillaires et les veinules, la saturation en oxygène, la température du sang, celle de l'atmosphère ambiante. Si la couleur de la peau est variable d'un individu à l'autre et d'une région à l'autre chez un même sujet, par contre, les chan-

(48) *Heart*, 15, 7, 1930.

gements de couleur d'une zone bien déterminée de peau chez un sujet est essentiellement en rapport avec le volume du sang présent sous la peau, du moins au cours d'une observation de courte durée. Une vaso-constriction provoque une pâleur, alors qu'une vaso-dilatation provoque une rougeur. Pour une observation de durée plus longue, la saturation en oxygène du sang interviendrait et, dans ce facteur, joue également la dissociation de l'oxyhémoglobine en fonction de la température (Burton⁽⁴⁹⁾).

Nous voyons donc que si la couleur de la peau est sous la dépendance des conditions circulatoires qui y règne, le débit lui-même n'est qu'un facteur parmi d'autres. Sa corrélation avec la couleur de la peau est difficile à isoler. Ce que les observations permettent de noter, ce sont les réactions de vaso dilatation avec afflux sanguin (hyperhémie), de vaso-constriction (ischémie) et de vaso-dilatation paralytique (cyanose).

Les techniques d'observation simple (coloriscopie) peuvent être remplacées par des techniques instrumentales plus fidèles. L'observateur peut chiffrer les colorations à l'aide de méthodes colorimétriques. On peut utiliser, pour accentuer les contrastes, des filtres ou la lumière polarisée. Hartline⁽⁵⁰⁾ indique que les meilleurs contrastes sont obtenus en lumière verte et que, en lumière verte polarisée, le contraste entre l'hyperhémie et la cyanose est très augmenté. Cet auteur, d'après Burton, chiffre ses résultats en utilisant la densité lumineuse réfléchie.

De ces méthodes nous retiendrons qu'elles ne permettent aucune appréciation chiffrée du débit sanguin. Mais, sans provoquer aucune erreur de méthode — si on utilise des sources lumineuses froides — elles permettent d'apprécier de façon objective les conditions locales de la circulation.

METHODES FONDEES SUR LES MESURES THERMIQUES

1. — Méthodes thermométriques

L'évaluation des températures cutanées est un procédé d'exploration physiologique très utilisé. L'organisme étant à une

(49) *Peripheral Circulation in Man*, p. 11.

(50) Cité par BURTON.

température supérieure à la température ambiante lui cède continuellement de la chaleur. Ce flux calorifique émane de l'ensemble de l'enveloppe corporelle. La transmission des flux calorifiques à l'intérieur du corps se fait par le sang. Au centre de l'organisme, le sang est plus chaud qu'à la périphérie. Dans une région donnée de la périphérie, par conséquent, plus le débit du sang est important plus le flux calorifique émanant de cette région est grand. C'est en utilisant cette notion que les auteurs ont tenté d'établir une corrélation solide entre le débit sanguin et la température locale (Lewis ⁽⁵¹⁾, Stewart ⁽⁵²⁾, Burton ⁽⁵³⁾).

Les premiers instruments furent des thermomètres à alcool à cuvette plate. Mais ils sont presque abandonnés actuellement au profit des appareils électriques. Il en existe trois types : a — les couples thermo-électriques, b — les piles à radiation et c — les thermomètres à résistance.

a. — *Couples thermo-électriques.* — Nous avons déjà envisagé le principe de ces appareils lors de l'étude des thermostromuhr. Dans le cas présent la soudure froide du couple est placée dans une enceinte à température constante, constituée généralement par un vase de Dewar rempli de glace fondante. La soudure chaude est appliquée sur la peau ou enfoncée à l'intérieur du corps, dans une masse musculaire par exemple. Si le couple ne comporte pas une partie de cuivre (exemple platine-platine rhodié, couple acier-argent), il faut prendre soin de maintenir toutes les liaisons intermédiaires à une même température. Comme le bobinage du galvanomètre est en cuivre, il existe aux bornes de celui-ci deux liaisons (cuivre-platine par exemple). Si, entre ces liaisons existent des différences de température, des f.é.m. thermo-électriques prendront naissance, qui perturberont les résultats. Aussi toutes les parties de l'appareil intermédiaires entre les deux soudures devront-elles être maintenues à une même température.

Pour cette raison, qui complique l'utilisation de l'appareillage, beaucoup d'auteurs utilisent un couple comprenant une branche en cuivre. Alors, tous les contacts et tous les appareils sont branchés du côté cuivre et aucune f.é.m. parasite ne se

(51) *Heart*, 15, 7, 1930.

(52) *Archives internationales de Pharmacodynamie*, 38, 441, 1930.

(53) *Methods in Medical Research*, 1, 146, 1948.

produit le long de ce circuit, même si des différences de température s'y produisent. Le couple cuivre-constantan est un des plus utilisés. Il donne un f.é.m. d'environ $40\ \mu\text{V}$ pour une différence de température de un degré centigrade. De plus, dans les limites des températures normales en physiologie, la courbe d'étalonnage est pratiquement linéaire, ce qui constitue un précieux avantage.

Quand on désire mesurer les températures profondes, sous-cutanées ou intra-musculaires, on emploie un couple acier-constantan. Le fil de constantan est introduit dans la lumière d'une aiguille hypodermique en acier et soudé à son extrémité. On appelle ce montage une aiguille de Becquerel. On pique l'aiguille dans les tissus. Dans ce cas, les précautions d'égalisation des températures intermédiaires doivent être prises. Van der Ghinst ⁽⁵⁴⁾ utilise dans le même but des couples fer-constantan.

Dans le cas des températures cutanées, on emploie le couple cuivre-constantan. La soudure chaude est aplatie et fixée solidement contre la peau au moyen d'un tissu adhésif.

L'étalonnage est obtenu en comparant les indications de la soudure chaude avec celles d'un thermomètre à mercure. On a un étalonnage pratiquement linéaire, car les variations de température sont toujours assez faibles.

Certaines causes d'erreurs sont à éviter. Quand les métaux employés pour la fabrication du couple ne sont pas chimiquement purs, quand, aux jonctions, des impuretés se déposent lors de la confection des soudures, la courbe d'étalonnage ne passe pas par l'origine. C'est-à-dire que pour une différence de température nulle entre les deux soudures, il existe une f.é.m. parasite d'origine chimique. Pour se rendre compte si des f.é.m. parasites thermo-électriques existent aux liaisons du circuit, il suffit de les chauffer légèrement les unes après les autres. Si le galvanomètre dévie quand on chauffe une liaison, c'est qu'elle est le siège d'une f.é.m. thermo-électrique parasite : il convient alors de refaire cette liaison avec soin. Enfin, lors de l'utilisation de l'appareil, il faut que la température du laboratoire soit la même que lors de l'étalonnage, sinon les résistances des conducteurs auront varié et fausseront les chiffres obtenus.

(54) *Archives internationales de Physiologie*, 61, 338, 1953.

Signalons une autre technique d'utilisation des couples thermo-électriques utilisée par Becquerel au moyen de l'aiguille déjà décrite. On utilise un couple dont les deux soudures sont identiques. L'une est placée dans le milieu dont on veut déterminer la température. La seconde est placée dans un vase calorifugé contenant de l'eau et un thermomètre à mercure. On fait varier la température de l'eau jusqu'au moment où le galvanomètre indique 0. On lit alors la température sur le thermomètre. C'est une méthode de zéro : elle consiste à annuler le courant dans le circuit en égalisant les deux températures. Elle a été utilisée pour déterminer les températures dans les muscles.

b. — *Piles à radiations.* — Certains auteurs, soucieux de diminuer les erreurs de méthodes, pensent que l'application sur la peau de la soudure réalise des conditions physiologiquement anormales et préfèrent que l'appareil de mesure se trouve à distance de la peau. La soudure, au lieu d'être chauffée par conduction, ne se trouve plus chauffée que par radiation. La quantité de chaleur reçue, dans ces conditions, par la soudure devient trop faible pour créer dans le circuit un courant décelable. Aussi faut-il multiplier les soudures chaudes, placées en série avec des soudures froides. On obtient alors une « pile thermo-électrique » ou pile à radiations. Les f.é.m. produites s'additionnent et il en résulte un courant décelable. Divers auteurs ont décrit de tels appareils (Aldrich, Bedford, Hardy..., cités par Burton ⁽⁵⁵⁾). Le circuit comprend une succession de soudures 1, 2, 3, 4... Les fils sont alternativement d'un métal et de l'autre. Toutes les soudures impaires sont rassemblées près de la peau, donc chauffées. Toutes les soudures paires en sont plus éloignées et séparées par un écran calorifugé. Pour accroître la température des soudures chaudes, celles-ci sont placées derrière un écran noir placé au fond d'un entonnoir en métal poli appliqué sur la peau. L'ensemble forme un réflecteur qui concentre la chaleur émise par la peau sur l'écran noir. Celui-ci, se comportant comme un corps parfaitement absorbant, chauffe les soudures (Hardy).

L'avantage de cette méthode sur les précédentes est, comme nous l'avons dit, qu'aucun contact perturbateur n'est établi

(55) *Methods in Medical Research*, 1, 146, 1948.

entre l'appareil et la peau. Mais d'autres causes d'erreur sont ainsi créées. La principale est que rien ne prouve que l'appareil ne soit sensible qu'à la température cutanée. Il enregistre une intensité de radiation qui est en rapport, certes, avec la température de la source émettrice (la peau), mais sans doute aussi avec sa coloration, son humidité, etc... Enfin, la température radiante mesurée diffère de la température de contact couramment utilisée et rend difficile la comparaison des résultats obtenus par cette méthode avec les résultats obtenus par la méthode des couples thermo-électriques.

Enfin, l'étalonnage est difficile. Il ne peut être obtenu que par comparaison avec la méthode de détermination de la température de contact.

c. — *Thermomètre à résistance.* — Le principe en est la variation de la résistivité électrique des conducteurs métalliques avec la température. On sait que la résistance d'un conducteur cylindrique est :

$$R = \rho \, l/s$$

ρ est la résistivité du métal. Celle-ci varie avec la température selon une loi approximativement linéaire :

$$\rho = a + bt.$$

Ainsi, la résistance d'un conducteur varie linéairement avec la température et constitue, de la sorte, un thermomètre. Stewart⁽⁵⁶⁾, dès 1891, avait signalé cette possibilité.

On utilise une bobine plate faite d'un fil fin et long, d'un métal ayant une importante variation de la résistivité avec la température (cuivre, nickel). Cette bobine est alimentée par une batterie. Les variations de la résistance avec la température du fil sont mesurées à l'aide d'un pont de Wheatstone. La bobine est appliquée sur la peau au moyen d'un tissu adhésif.

Plus récemment, la découverte des métaux semi-conducteurs appelés thermistances (comme le germanium) dont la conductivité varie très rapidement avec les variations de température, doit conduire à la mise au point d'appareils très sensibles.

Les causes d'erreurs dans ces appareils sont dues essentiellement à deux causes :

— l'équilibre thermique fil-peau n'est pas parfaitement assu-

(56) *Archives internationales de Pharmacodynamie*, 38, 444, 1930.

ré, à cause de la nécessité où l'on se trouve d'isoler le fil de la peau.

— le courant qui parcourt le fil l'échauffe toujours quelque peu et cet échauffement parasite perturbe l'indication lue sur le galvanomètre et échauffe la peau.

APPLICATIONS DES MESURES DE TEMPÉRATURES CUTANÉES

Burton ⁽⁵⁷⁾ a beaucoup étudié les températures cutanées, après Stewart. Il a analysé en profondeur les corrélations existant entre les températures lues et le débit sanguin de la peau.

La température de la peau dépend de deux séries de facteurs : les facteurs physiques et les facteurs physiologiques. Les principaux facteurs physiques sont la température ambiante, la nature des vêtements et l'humidité cutanée. Pour éliminer ces facteurs, il convient de faire les mesures dans des conditions aussi constantes que possible, c'est-à-dire dans une pièce où règne une température constante, sur une région de peau non recouverte de vêtements. Seul le facteur d'humidité ne peut être corrigé facilement, car aucune mesure ne peut indiquer l'état hygrométrique de la peau. On s'efforce seulement de maintenir constante l'humidité de l'atmosphère ambiante (lue sur un hygromètre). Il est cependant des cas où c'est précisément la variation de température ambiante qui sert de stimulus aux réactions vaso-motrices étudiées par la mesure des températures cutanées. Dans ce cas, la variation de la température cutanée est produite d'une part par la variation physiologique circulatoire provoquée par l'adaptation vaso-motrice, d'autre part par un échange de chaleur purement physique tel qu'il se produirait sur un mannequin. Burton a précisément étudié quelles seraient les variations de la température superficielle d'un mannequin et a ainsi établi des tables de corrections : aux variations de températures observées sur le sujet, il retranche les variations observées sur le mannequin placé dans les mêmes conditions. Il obtient ainsi une meilleure appréciation des variations physiologiques.

Les facteurs physiologiques qui déterminent la température cutanée sont beaucoup plus nombreux et complexes que les facteurs physiques. Il faut noter tout d'abord que les tempéra-

(57) *Methods in Medical Research*, 1, 146, 1948.

tures cutanées varient considérablement d'un point à l'autre du revêtement cutané. De plus, chez divers sujets, au même point, il existe des différences dues au type morphologique : épaisseur de la peau, importance du pannicule adipeux, etc... De ceci, il résulte que, avant même d'avoir envisagé les facteurs circulatoires, on peut dire qu'une mesure de température cutanée n'a aucune valeur absolue. On ne peut comparer valablement que des températures prises au même point chez un même sujet, ou en deux points symétriques. Dans ce cas, les variations sont significatives : elles sont en relation avec les

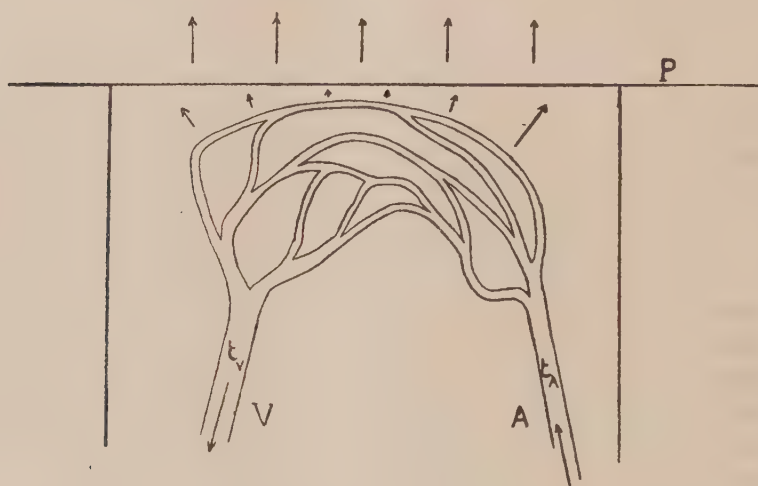


FIG. 31

P : peau. — V : veine. — A : artère.

variations du flux calorifique émis par cette région cutanée. Or, le flux calorifique émis par une surface de peau dépend essentiellement du flux sanguin qui parcourt les vaisseaux situés au-dessous de l'épiderme (Fig. 31). Le sang artériel qui est à la température du centre du corps arrive dans une région périphérique plus froide. Il cède donc de la chaleur aux tissus, et se refroidit. Les tissus eux-mêmes cèdent leur chaleur au milieu ambiant. Ainsi un équilibre dynamique s'établit, d'où résulte la température cutanée. Lorsque la situation est permanente, c'est-à-dire tant que la température cutanée t_c demeure constante, on peut exprimer le flux calorifique échangé. En effet, toute la chaleur émise par la région cutanée de surface S

considérée provient du refroidissement du débit sanguin passant sous la peau. Ce sang passe de la température t_a du sang artériel à la température t_v du sang veineux. Si le débit par minute est D et si c est la chaleur spécifique du sang, le flux calorifique perdu par le sang en une minute est :

$$\Phi = Dc(t_a - t_v).$$

La température des tissus demeurant constante, tout ce flux est finalement dissipé par la peau. Si l'on appelle CP le coefficient d'émission calorifique de la peau (en calories par minute et par degré de différence de température entre la peau et le milieu ambiant), on a :

$$\Phi = CP(t_c - T),$$

si T est la température ambiante et t_c la température cutanée.

Ainsi, le débit sanguin D irriguant une surface cutanée S , est lié aux diverses variables et constantes indiquées par la relation :

$$D = CP(t_c - T)/c(t_a - t_v).$$

De cette formule, il est malheureusement difficile de tirer des applications pratiques. La température ambiante T est facile à déterminer ; la température cutanée t_c est l'objet de la mesure ; la chaleur spécifique du sang c peut être mesurée. Par contre, les trois autres termes sont beaucoup plus difficiles à obtenir. t_a est la température du sang artériel. On peut admettre que celle-ci est la température « profonde » du corps et utiliser, sans cause d'erreur trop importante, la température rectale. t_v est la température du sang veineux. C'est, pratiquement, la température la plus basse atteinte par le sang dans sa circulation périphérique. Les échanges importants qui existent à ce niveau permettent d'assimiler cette température à la température des tissus, et, dans le cas présent, des tissus sous-cutanés. Mais, même de cette manière, la détermination de t_v nécessite une seconde mesure de température locale, aussi assimile-t-on le plus souvent la température sous-cutanée à la température cutanée elle-même, ce qui est certainement une approximation assez grossière.

CP , enfin, est le terme le plus difficile à déterminer avec précision. Il donne le pouvoir d'émission calorifique de la peau. Sa mesure exigerait un véritable appareillage calorimétrique et rejoindrait alors la méthode calorimétrique que nous expo-

sons ci-après. Nous n'avons plus ici affaire à une simple méthode de mesure des températures cutanées et, dans ce cas, l'application simultanée, au même endroit, de la mesure des températures et des flux calorifiques est incompatible. D'autre part, l'emploi d'un coefficient établi à l'avance est trop aléatoire pour conférer une valeur réelle aux chiffres obtenus de cette façon.

Aussi, les difficultés de calcul des débits qui ressortent de l'analyse des phénomènes calorifiques ont conduit Barton à renoncer à obtenir une valeur chiffrée du débit. Il étudie seulement les variations du rapport $t_c - T/t_a - t_r$. Il simplifie même ce rapport dans le sens que nous avons indiqué. Il assimile t_a à la température rectale t_r . Il assimile t_r à la température cutanée t_c . Ainsi utilise-t-il l'expression :

$$t_c - T/t_r - t_c$$

qu'il appelle *Index thermique circulatoire*. C'est le rapport de la chute de température corps/milieu ambiant à la chute de température entre le centre du corps et la périphérie. Ou encore, c'est le rapport entre le gradient physique et le gradient physiologique de chute thermique. Cet index est un rapport. Il n'a pas de dimension. Son augmentation traduit un accroissement du débit sous-cutané dans la région étudiée, sa diminution traduit une diminution du débit. De nombreuses expériences ont été faites par l'auteur en comparant les résultats de cette méthode avec ceux obtenus par d'autres procédés de mesure du débit. Il pense que, en un point donné du corps, les variations de l'index sont une variation linéaire du débit sanguin.

Une critique de principe que l'on peut faire à cette méthode, c'est d'assimiler la température de l'artère afférente à la température centrale du corps. En effet, cela revient à considérer le corps comme une enceinte isotherme, à température constante et dont les échanges avec l'extérieur se ferait uniquement au niveau de l'enveloppe cutanée. Si, dans l'étude globale du corps, cette assimilation est justifiée, elle ne l'est plus quand on étudie une région limitée du revêtement cutané. En effet, si on étudie, par exemple, l'extrémité d'un doigt, il est certain que le sang artériel est à une température plus basse que si l'on étudie la région thoracique. Or, dans les deux cas, la méthode assimile la température initiale du sang à la température rectale.

Mais, les difficultés théoriques d'utilisation de la mesure des températures cutanées pour l'appréciation du débit sanguin sous-cutané sont de beaucoup moins importantes que les difficultés pratiques. Ces difficultés résultent de la lenteur de mise en équilibre thermique après toute modification circulatoire. Ceci peut être prévu par la théorie et vérifié par l'expérience. En effet, supposons que le débit sanguin augmente dans la région étudiée. Cette augmentation brutale va s'accompagner d'un dégagement de chaleur accru autour du système circulatoire. Or, dans le milieu tissulaire, la chaleur se propage presque exclusivement par conduction. D'autre part, les tissus possèdent une capacité calorifique. Ainsi, quand l'onde de propagation thermique atteint une zone, la chaleur commence par échauffer les tissus, ce qui demande un certain temps et la consommation d'une certaine quantité de chaleur. Puis la zone suivante est atteinte... et ainsi de suite jusqu'à la peau. L'onde calorifique provoquée par l'augmentation du débit, n'atteint donc la peau que lorsque tout le tissu intermédiaire s'est échauffé et a transmis ensuite l'excédent de chaleur aux zones encore plus froides. Bref, ce n'est qu'au bout d'un temps incomparablement plus long que celui qui a permis l'accroissement du débit que la température cutanée va augmenter. Il en va de même pour les diminutions de débit sanguin. Burton a vérifié ces faits et montré que ce n'est qu'au bout de plusieurs minutes que la variation de débit provoquait une variation de température cutanée. On voit combien ces phénomènes de « volant thermique » limitent l'application de la méthode. On ne pourra enregistrer de façon fidèle que les variations uniques et permanentes. Les variations brèves sont effacées. Ainsi, malgré les nombreux efforts réalisés dans ce domaine, la mesure des températures cutanées reste d'une médiocre utilisation dans l'étude de la circulation périphérique (Burton). Malgré ces réserves, la méthode des mesures locales de température permet des travaux intéressants, notamment la mesure de l'échauffement local au cours d'un exercice musculaire.

C'est ainsi que les couples thermo-électriques du type de l'aiguille de Becquerel sont utilisés pour mesurer la température des muscles eux-mêmes. Signalons à ce sujet et à titre d'exemple, les travaux de Barcroft et Millen ⁽⁵⁸⁾. Ces auteurs

(58) *Journal of Physiology*, 97, 17, 1939.

étudient la température du muscle de la grenouille pendant l'exercice, le muscle étant plongé dans un bain qui est tantôt à 42° (bain chaud), tantôt à 32° (bain froid). Pendant l'épreuve d'exercice, la température du muscle plongé dans le bain froid augmente ; au contraire, elle diminue si le muscle en exercice est plongé dans le bain chaud. Ceci prouve que, lors de l'exercice, se produit une hyperhémie importante, capable, dans le cas du bain chaud, d'abaisser la température du muscle malgré l'exercice et l'échauffement préalable du muscle. Le flux de sang artériel, plus froid que le muscle au repos, augmente donc de façon importante. Nous avons donc ici une méthode qualitative d'appréciation des variations de débit sanguin.

2. — Méthodes thermo-calorimétriques

Une méthode voisine de la méthode thermométrique consiste à mesurer directement la *conductivité thermique locale*, au moyen d'appareils du type du thermo-stromuhr. On chauffe la peau au moyen d'une résistance électrique et l'on détermine la part de la chaleur absorbée et la part de la chaleur transmise, ce qui permet de mesurer le pouvoir de transmission calorifique de la peau, appelé couramment (quoiqu'improprement) *conductivité thermique locale*. Plus le débit sanguin est important, plus la quantité de chaleur emportée par le sang est importante et moins la quantité de chaleur revenant à l'appareil est grande. On a ainsi une possibilité d'évaluer l'importance de la circulation. Les résultats sont exprimés en calories par centimètre-carré et par degré. Burton ⁽⁵⁹⁾, en comparant cette méthode avec la méthode pléthysmographique, a trouvé une bonne corrélation des deux séries de résultats. L'avantage de cette méthode est que l'échauffement n'intéresse qu'une faible partie de peau et cela diminue beaucoup le volant thermique. On peut donc apprécier les variations rapides de la circulation. Par contre, l'étalonnage doit être effectué à l'aide d'autres méthodes, car il n'existe pas de relation directe de l'indication de l'appareil avec le débit. Cette méthode est récente, Burton n'a pas publié de description de son appareillage et, à notre connaissance, aucun autre travail n'a été publié qui utilise cette méthode.

(59) *Peripheral Circulation in Man*, p. 14.

3. — Méthodes calorimétriques

La méthode a été imaginée par Stewart ⁽⁶⁰⁾ (1897) et utilisée très largement depuis, notamment par Greenfield ⁽⁶¹⁾ et ses collaborateurs.

Le principe est celui que nous avons exposé ci-dessus, au paragraphe consacré aux échanges calorifiques. On écrit que, dans un volume donné de tissus, la déperdition calorifique par la surface cutanée Q est égale à la quantité de chaleur perdue par le sang : $D C (t_a - t_v)$. Ici on mesure directement la quantité de chaleur Q à l'aide d'un calorimètre. On obtient donc le débit D en cm^3 par minute, rapporté au volume du tissu enfermé dans le calorimètre.

Il existe deux types de calorimètre. Le plus simple est constitué d'un vase de Dewar rempli d'eau et dans lequel on plonge la région du corps étudiée, généralement un doigt ou une main. Le couvercle de l'appareil doit être soigneusement calorifugé tout en étant adapté à la partie étudiée. On mesure l'échauffement de l'eau au bout d'un temps donné et on en déduit la quantité de chaleur cédée à l'eau par le corps selon les méthodes calorimétriques classiques. Le volant calorifique, c'est-à-dire le retard apporté dans la réponse après une variation du débit sanguin, est faible surtout quand on emploie le doigt qui présente un grand rapport entre sa surface d'échange et son volume. Ceci a pu être précisé en utilisant un doigt artificiel.

On peut utiliser un autre type de calorimètre dans lequel un courant d'eau, de débit connu, circule de façon permanente dans l'enveloppe qui contient la zone de l'organisme étudié. On mesure la différence de température à l'entrée et à la sortie de cette enveloppe et on en déduit le flux calorifique emprunté par l'eau aux tissus. Ainsi, si Φ est le débit (en cm^3/min) de l'eau et Δt la différence des températures, la quantité de chaleur échangée en une minute est $\Phi \cdot \Delta t$ calories par minute. (En effet, la masse spécifique de l'eau m et sa chaleur spécifique c sont égales à l'unité ; et l'expression physique de la quantité de chaleur est $m \cdot \Phi \cdot c \cdot \Delta t$). Ce second procédé est beaucoup

(60) *Heart*, 3, 33, 1911.

(61) *Clinical Science*, 9, 323, 1950.

plus difficile à mettre en œuvre que le précédent. Il nécessite la mesure d'un débit et de deux températures. Son principal avantage est de donner une mesure presque directe du débit instantané, étant donnée la faible inertie thermique du système. L'utilisation d'un thermocouple indiquant directement la différence de température Δt donne une mesure presque instantanée du débit sanguin et, cela, de façon continue. Dans la méthode précédente, au contraire, chaque mesure se fait séparément car on doit attendre la mise en équilibre thermique.

Discussion. La détermination du terme $t_a - t_v$ présente les mêmes difficultés que dans les études des températures cutanées. On prend, comme température du sang veineux, la température finale du calorimètre en considérant que, à la fin de la mesure, un équilibre thermique est réalisé. Faute d'une meilleure appréciation, t_a est pris égal à la température rectale, ce qui constitue une erreur certaine. Pour faire mieux, il faudrait associer cette méthode à la mesure des températures artérielle et veineuse à l'aide de thermo-couples introduits dans les vaisseaux par cathétérisme (Burton) ⁽⁶²⁾.

Par contre, cette méthode, appliquée dans des conditions simples, à l'aide du premier type de calorimètre, est très facile à mettre en œuvre et présente l'avantage indiscutable sur beaucoup d'autres méthodes indirectes d'être appuyée sur un principe physique très solide. Aucun « coefficient » expérimental, aucun étalonnage n'interviennent ici. Aussi les résultats de différents travaux sont toujours relativement faciles à comparer.

Il nous faut cependant signaler une importante cause d'erreur de méthode. La région étudiée doit être plongée, pendant la mesure, dans de l'eau ayant une température différente de l'ambiance normale. Ceci est absolument nécessaire pour obtenir un échange thermique. Ce simple fait provoque donc nécessairement une série de réactions vaso-motrices susceptibles de modifier le débit qui devait être mesuré. Cette objection disparaît dans un seul cas, d'ailleurs important ; c'est celui où l'on étudie précisément les réactions vaso-motrices dues à l'immersion dans des enceintes à température différente de celle du corps. Alors la méthode calorimétrique devient la meilleure. Ces études ont fait l'objet de nombreux travaux (Greenfield).

(62) *Peripheral Circulation in Man*, p. 16.

METHODES FONDEES SUR DES MESURES D'EFFORTS MECANIQUES

Nous ne voudrions pas terminer cet exposé sans évoquer la technique ballistocardiographique. C'est une méthode moderne indirecte d'exploration globale de la dynamique cardiaque.

Les bases de la technique furent jetées par Gordon en 1877. Un sujet en décubitus dorsal reposait sur une plateforme suspendue par des cordages. Les mouvements latéraux étant éliminés, on enregistrait les déplacements longitudinaux imprimés à la plateforme par le sujet. Starr ⁽⁶³⁾ reprit cette technique à partir de 1938 et étudia les courbes obtenues. Il montra que les déplacements pouvaient être analysés comme la réaction du corps (par inertie) aux actions musculaires du cœur. Par exemple, lorsqu'au moment de la systole, le muscle cardiaque expédie violemment le volume systolique du sang dans l'aorte ascendante et l'artère pulmonaire, l'inertie de la masse sanguine mise en mouvement provoque une réaction qui a tendance à repousser le cœur vers les pieds ; on enregistre, à ce moment, un déplacement vers les pieds de la table de mesure (déflexion négative selon la convention de Starr). L'enregistrement ainsi obtenu au cours de chaque révolution cardiaque constitue une succession de déflexions positives et négatives dont les amplitudes vont d'abord en augmentant puis en diminuant. On décrit une onde positive appelée H, puis une onde négative I. Ensuite, une onde positive J et une onde négative K ont une amplitude plus grande. L'amplitude des ondes suivantes diminue : onde positive L, négative M, positive N et quelquefois négative O. Chacun de ces accidents de la courbe a été mis en corrélation avec une étape de la révolution cardiaque. Ainsi, la contraction systolique que nous avons évoquée ci-dessus correspond à l'onde I (accélération du sang faisant irruption dans l'aorte et l'artère pulmonaire).

L'appareillage a beaucoup évolué au fur et à mesure que la ballistocardiographie se répandait. La table de Starr est une plateforme qui ne peut se déplacer que dans le sens longitudinal. Les mouvements sont freinés par des ressorts puissants, conférant à cette table une fréquence propre d'oscillations éle-

(63) *J. Amer. Med. Ass.*, 155, 1.413, 1954.

vée (15 cycles par seconde). Aucun amortissement n'est nécessaire. Le sujet repose sur cette table en décubitus dorsal, les pieds appuyés sur une barre transversale solidaire de la table. Les déplacements sont enregistrés après amplification.

La table de Nickerson ⁽⁶⁴⁾ possède des ressorts moins rigides, assurant à la table une fréquence propre de 1,5 cycles par seconde environ : les déplacements y sont plus importants, mais les mouvements doivent être amortis. Dans les techniques plus récentes, on emploie des appareils portatifs (Dock ⁽⁶⁴⁾, Donzelot et Milovanovitch ⁽⁶⁵⁾). Le sujet est en décubitus dorsal ; une barre rigide est fixée aux jambes, reposant horizontalement sur les deux crêtes tibiales. Un détecteur, posé sur la table entre les jambes du sujet, appuie son bras horizontal sur une face verticale de la barre et enregistre les déplacements horizontaux selon l'axe du corps du sujet. Le principe du détecteur (qui a pour rôle de transformer les déplacements longitudinaux en signaux électriques) est soit la cellule photo-électrique, soit le strain-gauge, soit le quartz piézo-électrique.

L'accumulation des tracés effectués sur des sujets normaux a permis de définir les caractères du ballistocardiogramme normal. Par rapport à celui-ci, on a décrit des altérations dans divers syndromes vasculaires. Ainsi, étudié sous l'angle morphologique, le ballistocardiographe, tend-il à devenir une technique paraclinique de diagnostic (dans l'infarctus notamment). Mais, et c'est à ce sujet que cet appareil trouve sa place ici, certains auteurs tentent d'utiliser cette méthode pour la mesure quantitative du débit cardiaque. Starr, dès 1939, a indiqué une formule donnant le volume systolique du cœur en fonction des surfaces des ondes I et J mesurées sur le ballistocardiogramme ⁽⁶⁶⁾. Avec son appareil, et si I et J représentent les aires des ondes I et J, A étant la section de l'aorte et C étant la durée d'un cycle cardiaque, le volume systolique est, d'après Starr :

$$V = 33 \sqrt{2 (I + J) A \sqrt{C}}$$

33 est un coefficient provenant des caractéristiques de construction de la table utilisée par Starr, lors de l'établissement

(64) Cités par DONZELOT et MILOVANOVITCH.

(65) *Semaine des Hôpitaux*, 31, R.M.2, 1955.

(66) GOLDRING et CHASIS, dans « Hypertension », p. 184-188.

de sa formule. Cette formule est empirique, ne reposant pas sur des bases physiques. Elle représente une corrélation existant entre les caractéristiques du ballistocardiogramme et le volume systolique déterminé par d'autres méthodes. Sa valeur est donc relative. Déjà, les auteurs qui ont appliqué cette méthode ont modifié la formule, pour y substituer des coefficients qui leur semblaient plus proches de la réalité. Quoi qu'il en soit de l'aspect empirique de telles formules, nous avons signalé les possibilités d'études quantitatives offertes par la ballistocardiographie, d'autant plus que cette technique, qui se développe actuellement avec rapidité, pourra donner lieu à des travaux plus précis à ce sujet.

LA PLETHYSMOGRAPHIE

I. — La pléthysmographie volumétrique

INTRODUCTION

La technique pléthymosgraphique d'étude de la circulation périphérique connaît actuellement un très grand essor. Elle consiste à mesurer les variations de volume d'un segment corporel (du grec *plethys* : volume, et *graphein* : écrire).

HISTORIQUE

Les pléthysmographes actuels dérivent des appareils connus depuis le 17^e siècle sous le nom d'oncographes. Francis Glisson ⁽¹⁾, en 1677, a utilisé un oncographe pour démontrer que la contraction musculaire ne s'accompagne pas d'une variation de volume du muscle. Swammerdam ⁽²⁾ reprit ces expériences. Il enfermait le muscle étudié dans un cylindre creux, analogue à un corps de scingue. Le piston obturant l'extrémité inférieure était scellé. L'extrémité supérieure était continuée par un tube de verre très fin où était emprisonné un index d'eau. Des commandes par fils permettaient d'agir de l'extérieur, sur l'organe étudié. Au moyen de cet appareil, l'auteur pouvait noter les variations éventuelles de volume des muscles au cours de leurs contractions.

Poiseuille ⁽¹⁾, en 1828, utilisait également les déplacements d'un index coloré dans un tube fin pour apprécier les variations de volume. Piegu ⁽²⁾, en 1846, et Chelius ⁽¹⁾, en 1850, utilisèrent des oncographes ayant le même principe. Le premier appareil à inscription fut décrit par Buisson ⁽²⁾ en 1862. Mais

(1) Cités par BARCROFT et SWAN.

(2) Cité par BARCROFT et SWAN.

c'est à l'italien Mosso ⁽³⁾ que l'on doit la construction d'un pléthysmographe applicable à l'expérimentation pratique chez l'homme (1875). On connaît les importants travaux expérimentaux de ce physiologiste. L'ergographe de Mosso est encore utilisé. Cet auteur étudia aussi l'oncographie cérébrale. Son pléthysmographe, qui reste le modèle de bien des appareils actuels, emprisonnait tout l'avant-bras du sujet dans un cylindre de verre rempli d'eau. A l'extrémité du cylindre était disposé un fin tube vertical. Le niveau de l'eau dans ce tube variait avec le volume de l'avant-bras.

Mais le pas décisif qui fit du pléthysmographe un appareil de premier plan fut franchi par deux auteurs anglais Brodie et Russel ⁽⁴⁾ en 1905. Ils décrivirent une méthode originale d'évaluation du débit sanguin à l'aide du pléthysmographe. La méthode consiste à bloquer le retour veineux du sang circulant dans l'organe emprisonné par le pléthysmographe (ou l'oncographe) pendant un court instant. Le procédé de blocage veineux ne doit pas perturber la circulation artérielle afférente. Pendant les premiers instants qui suivent ce blocage, tout le sang artériel afférent est emprisonné dans l'organe et le volume indiqué par l'appareil augmente brutalement. La rapidité avec laquelle augmente ce volume permet de calculer le débit artériel. Par la suite, cette méthode connut chez les anglo-saxons un développement important. Elle fut appliquée aux Etats-Unis par Hewlett et van Zwaluwenburg ⁽⁵⁾ en 1909. Ces auteurs étudiaient le débit sanguin dans tout l'avant-bras à l'aide d'un appareil de Mosso. Lewis et Grant ⁽⁶⁾, en 1925, perfectionnèrent le dispositif expérimental et diminuèrent les causes d'erreur dues essentiellement aux variations de la température de l'eau enfermée dans l'appareil et aux mouvements du bras. Ils employèrent un appareil n'emprisonnant que le segment moyen de l'avant-bras, dans lequel l'eau était maintenue à température constante. Freeman ⁽⁷⁾, en 1935, utilisa un appareil destiné à la main seule. Grant et Pearson ⁽⁸⁾, en 1938, établirent que les mesures faites sur la main, organe peu musculaire à surface cutanée importante, constituent une bonne apprécia-

(3) Cité par BARCROFT et SWAN.

(4) *Journal of Physiology*, 32, 47, 1905.

(5) *Heart*, 1, 87, 1909.

(6) *Heart*, 12, 73, 1925.

(7) *American Journal of Physiology*, 113, 384, 1935.

(8) *Clinical Science*, 3, 119, 1938.

tion de la circulation cutanée, tandis que les mesures faites sur l'avant-bras, organe très musculaire à faible rapport surface-volume, constituent une bonne appréciation de la circulation musculaire.

Parmi les innombrables chercheurs ayant utilisé et perfectionné la pléthysmographie, nous ne pouvons citer que quelques noms (9).

Les principaux travaux anglais sont dus à Barcroft et ses collaborateurs (Edholm, Konzett, Lynn, Walker, Swan, Dornhorst). D'autres travaux furent consacrés à la pléthysmographie par Whelan, Kerslake, Greenfield (qui compara les méthodes calorifiques et pléthysmographiques), Whitney (qui mit au point un appareillage original utilisant les strain-gauge), etc...

Aux Etats-Unis, beaucoup d'auteurs utilisèrent dans leurs travaux l'appareillage de Barcroft. D'autres le modifièrent. En 1940, Abramson, avec Ferris, décrit un appareil original à l'aide duquel de nombreux travaux furent exécutés. En 1942, Landowne et Katz publièrent une étude critique de la méthode de Brodie et Russell. Burch consacra la plus grande partie de ses recherches à ce sujet : avec Cohn et Neumann, il analysa, en 1942, la forme des courbes obtenues à l'aide des pléthysmographes sans compression veineuse (pléthysmogrammes spontanés) ; en 1947, il décrivit un appareil transportable, à transmission pneumatique, étudiant la troisième phalange du doigt ; en 1952, il consacra un livre à un appareil très modifié par rapport au précédent. Citons encore Megibow (1948), l'appareil de Pfeiffer, Jenney et Williams (1947). Enfin, nous retiendrons le nom de Burton qui, avec son collaborateur Gaskell, a beaucoup étudié la méthode et l'a comparée aux autres sur des bases scientifiques très solides.

En Afrique du Sud, Goetz poursuit ses travaux depuis de nombreuses années à l'aide d'un appareillage très simple, dérivé de la technique de Mosso, mais appliqué au doigt seul.

Dans les autres pays, la pléthysmographie n'a été introduite que récemment. Les Belges, les Italiens ont construit des appareils. Les auteurs italiens, Natali, Pozzi et Marabini, par exemple, poursuivent des études comparatives des résultats obtenus par pléthysmographie et d'autres méthodes d'exploration cir-

(9) Pour les références des autres auteurs cités dans l'historique, nous prions nos lecteurs de bien vouloir se reporter à la Bibliographie.

culatoire. Kushakovski, en U.R.S.S., utilise un pléthysmographe à eau. Enfin, tout récemment, en France, le Docteur Sapir a mis à notre disposition un pléthysmographe que nous décrirons à la fin de ce travail.

PRINCIPE DE L'APPAREIL

Une portion de l'organisme est emprisonnée dans une enceinte dont la paroi est indéformable. Dans cette paroi est ménagée une petite ouverture faisant communiquer l'intérieur de l'enceinte avec un système sensible aux variations de volume de la portion d'organisme. Ces variations sont transmises par l'intermédiaire du fluide (gazeux ou liquide) qui emplit l'appareil. Ainsi un pléthysmographe comprend-il :

1° l'enceinte indéformable qui reçoit la portion d'organisme et que nous appellerons le *récepteur* ;

2° un fluide qui transmet les variations de volume se produisant dans le récepteur et que nous appellerons *fluide transmetteur* ;

3° un dispositif sensible aux variations de volume transmises et que nous appellerons *enregistreur* ;

4° souvent, les indications recueillies au niveau de l'enregistreur sont trop minimales pour pouvoir être observées directement et doivent être amplifiées par un dispositif *amplificateur* ;

5° enfin, quand on remplace la lecture directe par une inscription, on utilise un *inscripteur*.

ANALYSE DES DIFFÉRENTES PARTIES DE L'APPAREIL

1. — Le récepteur

Dans les oncographes, un récipient rigide enferme la totalité de l'organe étudié (ex. : oncographes du rein). Dans les pléthysmographes, le récepteur enferme une région du corps, sans causer de traumatisme. Et, pour des raisons de morphologie,

ce sont presque exclusivement les membres qui sont explorés. C'est d'ailleurs là une des principales objections qui aient été faites à cette technique.

Mosso, nous l'avons vu, enfermait la totalité de l'avant-bras dans un cylindre de verre fermé à son extrémité. A l'heure actuelle, on utilise essentiellement trois types de dispositifs :

— ceux qui emprisonnent toute l'extrémité d'un membre (avant-bras + main, main, doigt, phalange ; jambe + pied, pied, orteil) ;

— Ceux qui n'emprisonnent qu'un segment de membre (bras avant-bras, cuisse genou, mollet...) laissant libre la partie distale du membre (type Lewis et Grant ⁽¹⁰⁾).

— Ceux qui emprisonnent une zone cutanée de surface connue (type Pfeiffer, Jenney et Williams ⁽¹¹⁾).

Quel que soit le dispositif utilisé, deux problèmes contradictoires se posent à l'expérimentateur. Il est nécessaire qu'aux joints, entre le membre étudié et le récepteur, l'étanchéité soit absolue. Toute fuite de fluide par un joint cause une importante erreur, car le fluide échappé n'agit plus sur la zone sensible de l'appareil. On a donc tendance, pour cette raison, à serrer les liens au niveau des joints. Mais, d'un autre côté, la moindre pression sur la peau, à ce même niveau, provoque des troubles circulatoires. Si le lien serre les téguments, il se produit une résistance mécanique au niveau de la circulation superficielle de retour et un accroissement de la pression veineuse. De plus, ces excitants mécaniques provoquent des réactions vaso-motrices. Ainsi nous voyons surgir ici une cause d'erreur, que nous avons appelée erreur de méthode. Pour la diminuer, il est absolument nécessaire de rendre aussi faible que possible la pression exercée par les joints sur les téguments.

Donc, le double soin du chercheur concernant les joints entre le récepteur et la peau sera d'obtenir des joints étanches, mais qui ne provoquent qu'une faible compression.

a) *Les récepteurs emprisonnant toute l'extrémité distale d'un membre* présentent à cet égard un avantage net : ils ne néces-

(10) Heart, 12, 73, 1925.

(11) Cités par RAVEL.

sitent qu'un seul joint. Ils sont constitués par un cylindre fermé à une extrémité et ouvert à l'autre. Pour l'avant-bras (Mosso), on utilise un cylindre de 50 cm de long environ. Le diamètre doit être voisin de diamètre de l'avant-bras au niveau de sa partie supérieure. Ce diamètre étant variable d'un sujet à l'autre, il est bon de disposer de plusieurs cylindres différents. Dans ce cas, l'étanchéité du joint est souvent assurée de façon suffisante par un manchon de caoutchouc empiétant moitié sur l'appareil, moitié sur le membre. Cette solution est très simple. Du point de vue de l'étanchéité, elle sera bonne si l'appareil contient de l'air, moins satisfaisante s'il contient de l'eau. Plus la partie du manchon en caoutchouc montera haut sur le coude, meilleure sera l'étanchéité, assurée alors non pas tant par le serrage que par la grandeur de la surface du contact. De cette façon, d'autre part, on pourra diminuer les réactions perturbatrices dues au serrage. Mais, immédiatement au pourtour du rebord du récepteur, du fait que la zone de l'avant-bras située en regard n'est pas parfaitement circulaire, il est obligatoire qu'il y ait des zones plus comprimées que d'autres. Il n'y a pas adaptation exacte. Deux cas peuvent alors se produire : Si on a le souci de ne pas trop serrer, certaines zones du pourtour du récepteur peuvent ne pas être en contact avec la peau ; ceci provoque une grave erreur car la partie du caoutchouc qui assure, en cette zone, la liaison, sera mobile et constituera une zone sensible parasite. Aussi, pour éviter cela, on aura tendance à serrer davantage ; alors les zones de l'avant-bras présentant la courbure la plus prononcée se verront comprimées de façon plus importante.

Par conséquent si le manchon de caoutchouc est un dispositif extrêmement simple, il présente par contre des inconvénients importants. Des dispositifs plus complexes peuvent être envisagés, notamment l'utilisation de joints en caoutchouc mousse dont chaque région travaille pour son propre compte grâce aux alvéoles qu'il renferme. Mais les récepteurs destinés à tout l'avant-bras sont rarement utilisés et n'ont guère donné lieu à des recherches plus précises.

Il n'en est pas de même des récepteurs destinés à la main. Ceux-ci sont très utilisés pour l'étude de la circulation cutanée. De nombreux dispositifs ont été réalisés. La partie supérieure du récepteur se trouve, dans ce cas, au niveau du poi-

gnet ; or, celui-ci s'écartant largement de la forme cylindrique et étant dépourvu de masses musculaires susceptibles de s'adapter à un orifice circulaire, l'utilisation d'un manchon de caoutchouc pour assurer l'étanchéité est absolument insuffisante. Les mêmes remarques s'appliquent au cas du pied. L'appareillage le plus utilisé est celui qu'emploient Barcroft et ses élèves. A quelques variantes près, on trouve des descriptions faites par Whelan ⁽¹²⁾, Barcroft et Edholm ⁽¹³⁾, Kerslake ⁽¹⁴⁾, etc... Dans une épaisse lame de caoutchouc, on découpe un disque d'une dizaine de centimètres de diamètre. Au centre de ce disque, on pratique une ouverture ayant la forme du poignet du sujet étudié. On obtient un diaphragme fait « sur mesure » qui est disposé autour du poignet. L'étanchéité au niveau du raccord de ce diaphragme avec la peau peut être assurée de plusieurs façons. Dans les premiers appareils (fig. 32a), une manchette de caoutchouc fin, collée à la face supérieure du diaphragme, entourait l'avant-bras du sujet sur une certaine longueur. Actuellement (fig. 32b), on utilise un gant de caoutchouc chirurgical que le sujet met en premier lieu et dont la manchette est rabattue sur le diaphragme et collée. Après quoi, le sujet place la main dans le récepteur dont le pourtour présente un rebord percé de trous filetés destinés à recevoir des vis (fig. 32c). Le diaphragme de caoutchouc s'applique sur ce rebord. Là-dessus vient alors s'appliquer un second diaphragme, en métal celui-ci, constitué soit de deux parties semi-circulaires venant entourer le poignet, soit d'un anneau métallique à large ouverture enfilé au niveau de l'avant-bras préalablement à la mise en place du diaphragme de caoutchouc. Alors, les vis, traversant d'abord le diaphragme métallique, puis le diaphragme de caoutchouc, sont vissées dans les trous et serrent ainsi fortement l'ensemble à l'extrémité du récepteur. Le corps du récepteur est soit en métal, soit en matière plastique transparente. Il est tantôt cylindrique, tantôt tronconique, tantôt parallélépipédique. Des orifices sont ménagés pour le remplissage et la purge (si le fluide transmetteur est un liquide), pour la mesure de la température et, enfin, pour la transmission des variations de volume à la partie sensible de l'appareil.

(12) M. D. Thesis, Belfast.

(13) *Journal of Physiology*, 104, 161, 1945.

(14) Ph. D. Thesis, Londres 1949.

Les récepteurs destinés aux doigts (ou aux orteils), sont beaucoup plus simples. Ce sont souvent des cylindres de verre (Goetz) ou de matière plastique (Burch) fermés à une de leurs

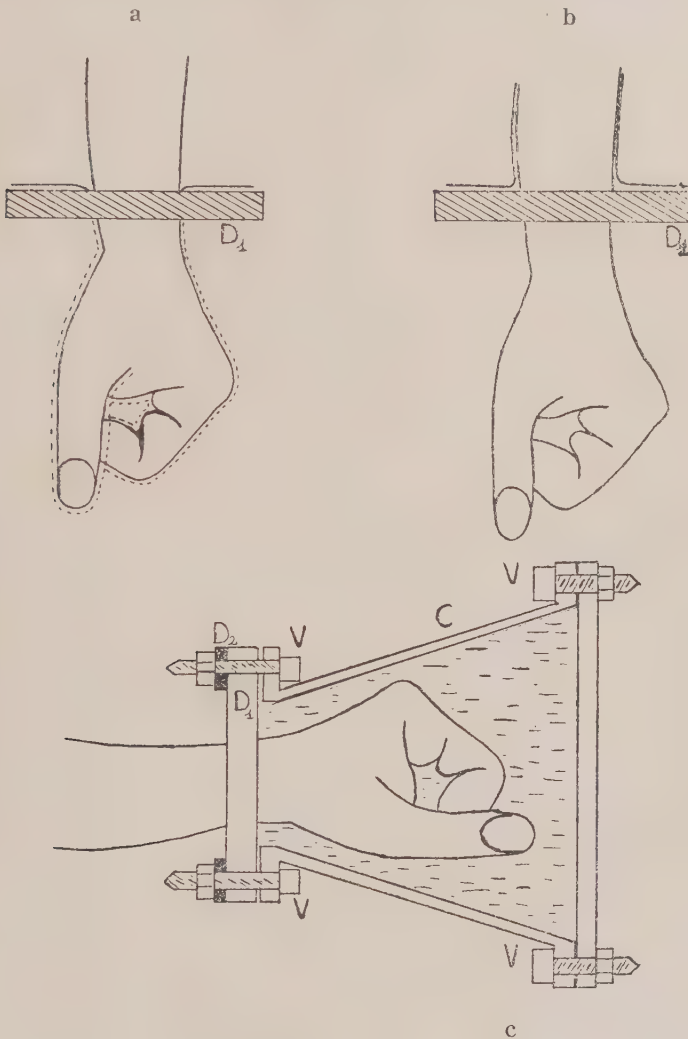


FIG. 32

D₁ : diaphragme de caoutchouc fort.

D₂ : diaphragme métallique.

C : corps du récepteur. — V : vis.

extrémités. On dispose facilement d'un jeu de doigtiers de ce type de diamètres différents afin de pouvoir employer celui qui s'adapte le mieux au sujet en expérience. Goetz établit le joint au milieu de la deuxième phalange en scellant le doigtier

à la peau au moyen d'une pâte spéciale malléable à chaud ; le trou destiné à la transmission des variations de volume se trouve au fond du doigtier. Burch n'emprisonne que la troisième phalange ; le doigtier est une cupule de matière plastique, la liaison entre cette cupule et le doigt est assurée par un diaphragme de même matière, introduit comme une bague, au niveau de l'articulation phalango-phalangienne et collé à la peau d'une part, au doigtier de l'autre ; l'orifice de transmission, primitivement percé dans ce diaphragme (1947), fut ensuite ménagé au pourtour du doigtier lui-même (1952). Le problème de l'étanchéité est moins important ici que dans l'appareillage de Goetz, car Burch utilise l'air comme fluide transmetteur et non l'alcool. De toute façon le doigt possède une forme et une structure qui permettent d'employer des joints plus simples que ceux que nous avons étudiés à propos du poignet. On peut ainsi assurer une bonne étanchéité avec des systèmes faciles à mettre en œuvre.

b) *Les récepteurs ne renfermant qu'un segment de membre* sont essentiellement ceux que l'on utilise au niveau de l'avant-bras ou du mollet. Le modèle initial de Lewis et Grant ⁽¹⁵⁾ était constitué d'un tronc de cône entourant l'avant-bras. L'étanchéité des deux joints était assurée au moyen de manchons de de caoutchouc semblables à ceux utilisés par Mosso. Actuellement, on utilise des joints plus complexes décrit ci-dessus. Le gant de caoutchouc est simplement remplacé par un long manchon enrobant toute la longueur du segment enfermé dans l'appareil et dont les deux extrémités sont rabattues et fixées sur la face extérieure des diaphragmes de caoutchouc (Abramson ⁽¹⁶⁾, Barcroft et Edholm ⁽¹⁷⁾). Tel est également le principe de construction de l'appareil de Bonney, Hughes et Janus ⁽¹⁸⁾ destiné au genou et dans lequel le corps du récepteur est en plexiglass.

c) *Autres types de récepteurs.* — Certains auteurs, poursuivant les recherches de Lewis sur la physiologie de la peau, utilisèrent la technique pléthysmographique pour apprécier l'importance de l'œdème dans la triade de Lewis. Ainsi, Pfeiffer

(15) *Heart*, 12, 73, 1925.

(16) *American Heart Journal*, 19, 233, 1940.

(17) *Journal of Physiology*, 104, 161, 1945.

(18) *Clinical Science*, 11, 167, 1952.

Jenney et Williams ⁽¹⁹⁾ de Chicago ont construit un appareil dans lequel le récepteur (Fig. 33) est constitué par une cupule que l'on applique sur les téguments. Le diamètre de la cupule est de 37 mm extérieur et de 21 mm intérieur. Le volume enfermé dans la cavité constituée par la cupule est diminué par la moindre élévation des téguments qui en constituent le fond.

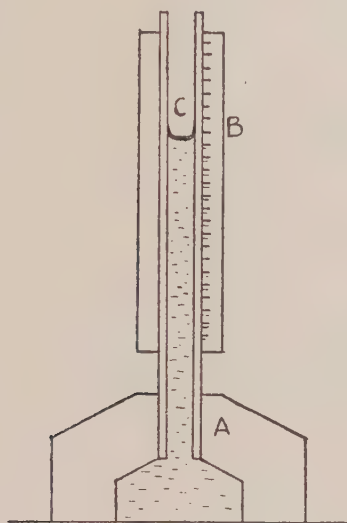


FIG. 33

A : corps de l'appareil.
B : échelle graduée.
C : colonne de liquide.

2. — Le fluide transmetteur

Entre le récepteur que nous venons de décrire et l'enregistreur, les variations de volume sont transmises par un fluide. Selon la nature de ce fluide, nous distinguerons trois types d'appareils:

- a) Les appareils à fluide transmetteur incompressible.
- b) Les appareils à fluide transmetteur compressible.
- c) Les appareils à fluide transmetteur mixte.

(19) Cités par RAVEL (Thèse).

a) APPAREILS A FLUIDE TRANSMETTEUR INCOMPRESSIBLE.

Dans ce cas, le récepteur est rempli d'un liquide. Les variations de volume sont par conséquent transmises intégralement et l'enregistreur subira de grands déplacements ; il aura une course correspondant aux variations de volume en vraie grandeur. De plus, les variations de volume se transmettront immédiatement, sans inertie. Mosso utilisait l'eau ; Goetz emploie l'alcool. Les *avantages* de l'utilisation d'un transmetteur incompressible sont l'absence d'inertie, le repérage facile des fuites et, surtout, la grande amplitude obtenue au niveau de l'enregistreur. Cette grande course de l'enregistreur permet, en général, la lecture directe des variations de volume par simple observation du ménisque constitué par le niveau libre du liquide au dessus du récepteur, à la condition d'utiliser un tube suffisamment fin. On obtient ainsi des appareils très simples, à lecture facile, sans amplificateur. Le fait que les variations de volume se reproduisent en vraie grandeur au niveau du ménisque évite la nécessité d'un étalonnage. Ce sont des avantages importants, bien soulignés par Goetz. C'est également ce qui constitue l'intérêt de l'appareil de Pfeiffer, Jenney et Williams.

Mais beaucoup d'auteurs utilisent d'autres procédés à cause des *inconvenients* que présente par ailleurs l'emploi d'un transmetteur liquide. Ces appareils sont difficiles à manier car la moindre bulle d'air introduite dans le fluide provoque d'appréciables erreurs. La purge doit être extrêmement soignée, l'étanchéité aux joints doit être parfaite. D'autre part, l'importante masse spécifique du fluide oblige à tenir compte des pressions hydrostatiques : si, au dessus du membre situé dans le récepteur, existe une colonne de liquide trop importante (au-delà d'un dizaine de centimètres), celle-ci exerce une pression et crée des conditions non physiologiques. Une autre cause d'erreur de méthode est provoquée par le séjour dans un liquide de la portion d'organisme étudiée (perturbations des échanges de vapeur d'eau). Les erreurs dues à la température exigent une attention particulière. Si le fluide placé dans l'appareil est chaud ou froid, il provoque des réactions vaso-motrices importantes et qui perturbent les phénomènes observés. Il est donc d'une absolue nécessité que le fluide soit à une température constante d'environ 34 à 35° C et maintenu à cette

température (Barcroft et Edholm ⁽²⁰⁾). Cette nécessité oblige à munir les récepteurs de systèmes de chauffage, d'agitation et de thermostats qui alourdissent les appareils et compliquent leur emploi.

b) APPAREILS A FLUIDE TRANSMETTEUR COMPRESSIBLE.

Le fluide qui remplit le récepteur est de l'air. Le phénomène original, dans ce cas, est la compressibilité de l'air. Cette compressibilité doit être analysée avec soin afin de pouvoir en utiliser les avantages et en neutraliser les inconvénients.

Le compressibilité de l'air est régie, avec une approximation largement suffisante, par la loi dite des gaz parfaits.

$$p.v = A (1 + \alpha t)$$

p étant la pression, v le volume et t la température de la masse de gaz enfermée dans l'appareil. Si la température demeure constante, le produit $p.v$ est donc une constante. La courbe représentative (Fig. 34) de la pression p en fonction du volume

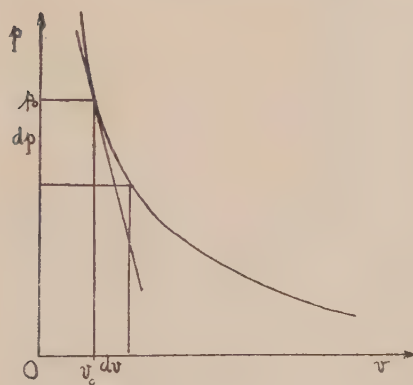


FIG. 34

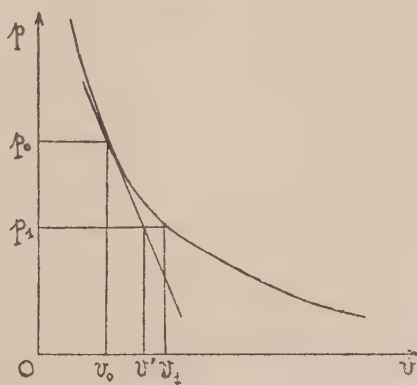


FIG. 35

v est une hyperbole. La valeur constante du produit $p.v$ dépend uniquement de la pression initiale p_0 et du volume offert à l'air v_0 :

$$p.v = p_0 \times v_0$$

Supposons qu'à partir des conditions initiales, une faible varia-

(20) *Journal of Physiology*, 102, 5, 1943.

tion de volume dv se produise : par exemple, le doigt enfermé dans l'appareil augmente son volume de dv , diminuant de dv le volume de l'air. Alors, la pression de l'air augmente de dp et, la température étant constante, dv et dp sont reliés par l'expression suivante (qui est obtenue par dérivation de la précédente) :

$$p_0 dv + v_0 dp = 0$$

Nous avons donc une relation très simple entre la variation de pression et la variation de volume :

$$dp = - p_0/v_0 dv$$

c'est-à-dire :

$$dp = k dv.$$

Si nous traduisons de calcul en langage graphique, cette façon d'apprécier les variations corrélatives de pression et de volume consiste à confondre, au voisinage des conditions initiales, la courbe et sa tangente. A cette condition, la variation de pression est une fonction linéaire de la variation de volume. Ce fait peut être utilisé pour la construction de l'enregistreur, mais il faut tout d'abord en étudier la validité. Deux notions se présentent alors à la critique :

— L'influence des conditions initiales et des variations de température.

— L'étendue de la « zone » dans laquelle on pourra confondre la courbe et la tangente.

1) Pour que l'expression $dp = kdv$ soit la traduction réelle des phénomènes, il est nécessaire que le coefficient k soit rigoureusement constant au cours d'une expérience, c'est-à-dire qu'aucune variation de température ne se produise. En effet, le moindre échauffement, même d'une zone restreinte du volume du gaz, provoque une importante augmentation du volume qui constitue un artefact. Cette condition est difficile à obtenir. En effet, l'air enfermé dans l'appareil s'échauffe au contact de la peau, au début de chaque série d'expériences. Il faut, pour commencer les mesures, attendre qu'un équilibre thermique soit réalisé. Cet équilibre lui-même demeure précaire, à la merci d'un courant d'air, d'un rayon de soleil. Aussi, lors de mesures précises, l'immobilité la plus grande doit être observée par les personnes se trouvant dans le laboratoire, dont les portes et les fenêtres resteront fermées. La sensibilité des

appareils aux variations thermiques est, malgré tout, une des difficultés majeures dans l'utilisation du transmetteur pneumatique. Pour les mesures brèves, on peut corriger les artefacts dus aux variations de température, en ouvrant assez souvent le récepteur à l'air atmosphérique (au moyen d'un robinet). A chaque ouverture, l'excès d'air (s'il y a eu échauffement) s'échappe, ou inversement (s'il y a eu refroidissement), un complément d'air pénètre, rétablissant immédiatement les conditions initiales de volume et de pression. Mais, chaque ouverture pratiquée de la sorte, provoque une cassure dans la courbe enregistrée et rend impossible la comparaison des parties de courbe antérieure et postérieure. Ainsi cet artifice ne saurait-il être employé au cours des études de longue durée.

2). L'étendue de la « zone » dans laquelle on pourra confondre la courbe $p v = p_0 v_0$ avec la tangente $p_0 dv = v_0 dp$, dépend essentiellement de l'imprécision tolérée (erreur relative maximum permise). Sur la courbe $p = f(v)$ (fig. 35), marquons le point A, point représentatif des conditions initiales p_0, v_0 . Si le volume de l'air emprisonné devient v_1 , la pression devient p_1 . Ce que l'expérimentateur lit, c'est la pression p_1 . S'il confond la courbe et la tangente, il déduira de la lecture de p_1 que le volume est devenu v' . Il commettra l'erreur absolue :

$$v_1 - v'$$

L'erreur relative commise sera donc :

$$e = v_1 - v' / v_1$$

Le calcul permet de montrer que :

$$e = 1 - (v_0/v_1)^2$$

Or, les variations de volume ne dépassant jamais 1 % ne créent qu'une erreur relative inférieure à 2 %; on voit donc que l'utilisation de la loi $p dv = v dp$ est licite.

Ainsi, en rétablissant de temps en temps la pression atmosphérique dans l'enceinte du récepteur et en ayant soin que le volume d'air soit beaucoup plus important que les variations de volume attendues, une relation linéaire entre les variations de pression et les variations de volume peut être utilisée. Ceci permettra d'employer un enregistreur de type manomètre avec une bonne précision. De plus, en modifiant le volume initial

de l'air v_0 , on modifie la constante de la loi linéaire et on obtient ainsi une adaptation de la sensibilité aux mesures à effectuer : pour les mesures de fortes variations de volume, on adoptera un fort volume v_0 ; pour les mesures de faibles variations, on adoptera un faible volume v_0 .

Les *avantages* de l'utilisation d'un transmetteur gazeux résident dans la possibilité d'utiliser un enregistreur sensible aux pressions (manomètres), la facilité avec laquelle on peut modifier la sensibilité de l'appareil selon les mesures à effectuer.

D'autres avantages, sans relation avec la compressibilité existent : absence de purge, absence de corrections de pression hydrostatique, facilité de l'étanchéité aux joints. Du point de vue physiologique enfin, le contact tégument/air est préférable au contact tégument/eau.

Par contre, signalons les *inconvenients* suivants : il est nécessaire, comme nous l'avons dit, de revenir fréquemment à la pression atmosphérique, afin d'éliminer les artefacts que produisent les variations de température. Pour des mesures de longue durée, il devient nécessaire d'opérer avec de très grandes précautions et de surveiller de très près la température de l'air contenu dans le récepteur. Un autre inconvénient est que les conditions hygrométriques de l'air enfermé dans le récepteur sont différentes des conditions physiologiques. Enfin la recherche des fuites sera plus difficile.

c) APPAREILS A TRANSMETTEUR MIXTE.

Les expérimentateurs de l'école de Barcroft utilisent une transmission mixte eau-air. Le récepteur contient de l'eau qui baigne de toutes parts l'organe étudié. A la partie supérieure du récepteur, l'eau s'élève dans un tube vertical de faible diamètre et présente un niveau libre. Au delà, une tubulure emplit d'air relie ce ménisque eau-air à l'appareil enregistreur. Dans ces types d'appareil, l'enregistreur n'oppose aucune résistance aux changements de volume. Aussi l'air travaille-t-il (théoriquement tout au moins) à pression constante. Les déplacements du ménisque eau-air sont transmis intégralement à l'enregistreur. Ainsi, par l'intermédiaire de l'eau (fluide incompressible), les variations de volume dans le récepteur sont transmises en vraie grandeur.

L'avantage de l'introduction de l'air dans cette transmission est de pouvoir éloigner l'enregistreur du récepteur sans être gêné par la purge de longues canalisations. Les erreurs dues aux variations parasites qui seraient produites par la moindre variation de la température de l'air sont évitées si l'atmosphère du laboratoire est isotherme et calme. L'eau du récepteur étant maintenue à température constante (35° C), l'air qui la surmonte sera dans des conditions thermiques stables.

Si Barcroft a employé la transmission mixte en utilisant l'air comme un fluide incompressible, chargé seulement de « véhiculer » la variation de volume, on peut concevoir des appareils de ce type dans lesquels l'air travaillerait en variations de pression, et cela permettrait d'utiliser un manomètre comme enregistreur.

3. — L'appareil enregistreur

a. — Dans les appareils à transmetteur incompressible, aucun dispositif spécial n'est nécessaire : le niveau libre du liquide constitue un ménisque bien visible et ses déplacements sont lus directement. Dans l'appareil de Mosso, dans celui de Pfeiffer, Jenney et Williams, et dans celui de Goetz, on lit ainsi directement et en vraie grandeur, les variations de volume.

b. — Dans les autres types d'appareils, à transmission pneumatique, nous avons vu que les variations de volume dans le récepteur se traduisaient par des variations de pression dans la zone mobile du récepteur. L'enregistreur sera donc un appareil analogue à un manomètre : il sera constitué d'une membrane élastique qui traduira en déplacements linéaires les variations de pression. Cette membrane peut n'être qu'une simple lame de caoutchouc fixée à un orifice circulaire du récepteur (Burch, 1954). C'est, très souvent, une membrane métallique plus résistante et plus raide que le caoutchouc. On utilise aussi des systèmes plus complexes : certains enregistreurs sont des capsules de construction semblable aux capsules anéroïdes des baromètres, c'est-à-dire des soufflets à déplacements longitudinaux (Burch 1947) ; d'autres sont comparables à des soufflets de forgeron, tel le soufflet de Brodie

(²¹). Quelle que soit la forme donnée à la membrane élastique, il est nécessaire que ses qualités mécaniques soient très constantes en fonction du temps (donc on préférera le métal au caoutchouc), que ses propriétés élastiques soient aussi parfaites que possible dans les limites d'utilisation (donc on préférera les membranes planes aux systèmes mécaniquement plus compliqués). La période propre des vibrations de la membrane doit s'écarter notablement de la période des phénomènes à observer, de manière à éviter l'influence de la résonnance. La fréquence des phénomènes cycliques circulatoires, c'est-à-dire le rythme cardiaque, étant inférieure à 200 cycles par minute, il suffira d'utiliser des membranes suffisamment raides, dont la fréquence propre soit d'au moins 600 cycles par minute environ, ce qui est facile à réaliser. On ne doit utiliser de telles membranes élastiques que dans les limites où leur déplacement est une fonction linéaire de la variation de pression. De cette façon, le déplacement linéaire de la membrane sera une fonction linéaire des variations de pression à enregistrer. En effet, si

$$\Delta l = k_1 \Delta p$$

et comme nous avons vu que

$$\Delta p = k_2 \Delta v$$

on aura :

$$\Delta l = k_1 k_2 \Delta v$$

A côté des manomètres mécaniques que nous venons de décrire, il nous faut signaler l'existence de manomètres plus modernes qui peuvent être utilisés sur des pléthysmographes à transmission pneumatique. Les manomètres à capacitance, à inductance ou les quartz piézo-électriques sont ainsi susceptibles d'être employés. On a également réalisé des manomètres à strain-gauge. L'avantage de ces appareils réside dans le grand domaine de linéarité de leurs réponses. Mais ils sont très coûteux et n'ont guère encore été employés.

c. — A côté de ces systèmes élastiques dont le retour au zéro est assuré par l'élasticité, il existe un autre type d'enregistreur dont le retour au zéro est assuré par gravité. C'est l'enregistreur à flotteur tel qu'il est utilisé par Barcroft (Fig. 36). Il

(21) *Journal of Physiology*, 27, 473, 1902.

s'agit d'une cloche retournée sur une cuve contenant un liquide la conduite pneumatique qui relie l'enregistreur au récepteur débouche sous cette cloche. Celle-ci est mobile autour d'un axe horizontal et, par sa légèreté, n'oppose aucune résistance aux variations de volume qu'elle subit: si le volume de l'air augmente sous la cloche, celle-ci se soulève autour de son axe. En étudiant la forme du flotteur, on obtient un déplacement linéaire en fonction des variations de volume. Ce type d'enregistreur

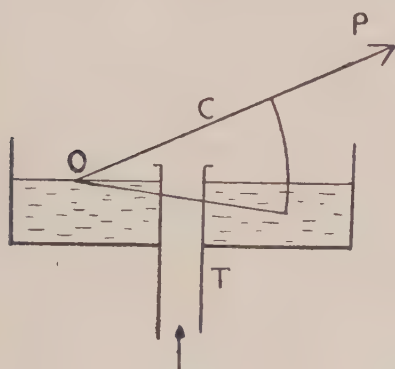


FIG. 36

T : tubulure de raccordement avec le récepteur.
C : cloche. — O : axe de rotation.
P : plume.

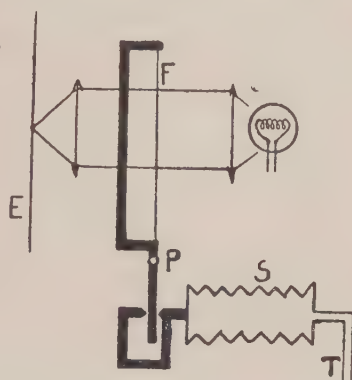


FIG. 37

T : tubulure de raccordement avec le doigtier.
S : soufflet.
P : point fixe de l'archet.
F : fil. — E : écran.

treur présente une inertie assez importante et amortit les courbes dont la fréquence est de 1 à 2 cycles par seconde. C'est pourquoi il n'est pas utilisé dans l'étude de la forme des courbes à variations rapides. Par contre, c'est l'enregistreur le plus utilisé par Barcroft dans les mesures de débit par la méthode de Brodie et Russell. Dans cette méthode, en effet, on mesure des variations qui durent plusieurs secondes et le fait que l'enregistreur amortisse les variations plus rapides constitue bien au contraire un sérieux avantage.

4. — L'amplificateur

Dans la plupart des appareils modernes, le déplacement de l'enregistreur n'est pas lu directement, comme c'était le cas

dans l'appareil de Mosso. Soit que les déplacements soient trop faibles pour être appréciés à l'œil nu, soit que l'utilisation d'un système inscripteur (voir le paragraphe suivant) le rende nécessaire, les constructeurs utilisent des procédés qui amplifient le déplacement de l'enregistreur. Il existe trois types d'amplificateurs :

- L'amplificateur mécanique.
- L'amplificateur électronique.
- L'amplificateur optique.

L'amplification optique peut être associée à l'une ou l'autre des deux premières.

a. — AMPLIFICATION MÉCANIQUE.

Tout système d'amplification mécanique repose sur l'utilisation d'un levier. Le déplacement de l'enregistreur actionne l'extrémité d'un court bras du levier, la lecture se fait à l'extrémité du long bras.

Dans l'enregistreur de Barcroft, le flotteur mobile est proche de son axe de rotation (court bras de levier). De l'autre côté de l'axe de rotation, il est prolongé par une longue plume dont les déplacements sont ainsi amplifiés par rapport à ceux du flotteur lui-même.

Burch, dans son premier appareil (1947), fait attaquer le court bras de levier par l'extrémité de la capsule métallique. Le long bras de levier est fait d'un fil tendu sur un « archet » et qui sera utilisé pour une lecture optique. De plus, le point fixe du levier étant réglable, le rapport d'amplification peut être modifié de façon continue. (Fig. 37)

b. — AMPLIFICATION ÉLECTRONIQUE.

L'utilisation d'un amplificateur électronique permet d'obtenir de très grands rapports d'amplification, avec une fidélité remarquable. Il nécessite l'emploi d'un système qui transforme en variation de courant électrique le déplacement de l'enregistreur (sauf si l'on emploie des manomètres à capacitance, à inductance, ou à quartz). A la sortie de l'amplificateur, un galvanomètre (employé comme oscillographe) ou un oscillographe permet la lecture et l'inscription.

c. — AMPLIFICATION OPTIQUE.

Le système le plus courant consiste à utiliser un bras de levier optique selon la méthode bien connue de Poggendorf. La partie mobile de l'enregistreur porte un miroir éclairé par une source lumineuse. Lors des déplacements de l'enregistreur ce miroir, possédant un point fixe, pivote. L'image de la source lumineuse se déplace sur une mire. Le rapport d'amplification est très important. Ce système peut être adapté à l'oscillomètre situé à la sortie d'un amplificateur, associant ainsi l'amplification optique et l'amplification électronique.

D'autres systèmes sont utilisés. Dans son appareil portatif, Burch (1947) éclaire le fil qui constitue le long bras de levier de son amplificateur mécanique et en projette l'image sur un écran (Fig. 37). Ceci produit une amplification dont le rapport est égal à :

$$\frac{\text{distance source — écran}}{\text{distance source — fil}}$$

Goetz fait de même, mais en projetant directement l'image du ménisque alcool-air.

5. — L'inscripteur

La plupart des appareils actuels sont munis de dispositif d'inscription. On obtient ainsi des courbes qui permettent des études plus précises et faciles à communiquer. Il existe pratiquement deux systèmes d'inscription :

- L'inscription à plume.
- L'inscription photographique.

a. — *L'inscription à plume* a été introduite en physiologie par Chauveau et Marey : la plume peut inscrire ses déplacements sur du papier enduit de noir de fumée, procédé encore utilisé quelquefois. On préfère les plumes à encre donnant directement sur papier des documents définitifs. L'utilisation de papier quadrillé ou millimétré rend la lecture des courbes beaucoup plus aisée. Signalons aussi l'inscription par plume chauffante sur papier chimique. L'inscription par plume est très simple à réaliser, elle est économique. La courbe est

obtenue immédiatement, se dessinant sous les yeux mêmes de l'expérimentateur au cours de l'expérience. Par contre les frottements qui accompagnent les déplacements de la plume sur le papier nécessitent une force motrice fournie par l'enregistreur aux dépens de sa sensibilité. Un certain amortissement est créé par ces frottements, sensible surtout lors des variations rapides : les pointes obtenues avec l'enregistrement à plume sont toujours un peu émoussées. On diminue ces frottements en utilisant des encres fluides, des papiers doux. On réalise des plumes aussi légères que possible. Dans ce domaine on est cependant limité par la nécessité de faire des plumes longues. En effet, l'enregistrement obtenu à l'aide d'une plume réalise une courbe en coordonnées semi-polaires. Cette courbe s'écartera d'autant plus de l'habituel graphique en coordonnées cartésiennes que la plume sera plus courte. Un compromis doit donc être choisi entre la longueur et le poids de la plume.

b. — *L'inscription photographique* est très couramment utilisée. Elle consiste à remplacer l'écran de lecture des méthodes d'amplification optique déjà décrites, par un film photographique se déroulant dans une caméra. Un quadrillage fixe se superpose à l'image mobile et constitue un système de coordonnées cartésiennes qui facilite la lecture du film. Le développement se fait soit extemporanément, soit, dans les appareils perfectionnés, de façon automatique et continue. Le moteur de la caméra peut posséder plusieurs vitesses ce qui permet une plus grande souplesse dans l'utilisation de ces appareils et une économie de film. L'intérêt de cette méthode utilisée par Goetz, Burch,... réside dans l'absence totale d'inertie : l'inscripteur n'oppose aucune résistance aux déplacements du spot lumineux. On comprend que ce soit les auteurs ayant étudié les variations rapides des volumes qui aient employé ce procédé. En outre, le très grand bras de levier optique permet d'assimiler les graphiques obtenus à une courbe en coordonnées cartésiennes. Par contre, ces procédés ne permettent pas d'apprécier le déroulement d'une expérience et d'en corriger éventuellement les défauts. Enfin le prix de revient est sensiblement supérieur aux systèmes à plume.

ETALONNAGE DE L'APPAREIL

La pléthysmographie volumétrique est une méthode quantitative. Aussi, l'étalonnage de l'appareil est-il un point capital.

Dans l'appareil à transmetteur hydraulique de Goetz, les variations de volume sont intégralement transmises dans le tube vertical de lecture. Le diamètre de ce tube étant connu on sait à quel volume correspond une variation de niveau du ménisque. Une graduation en volume est ainsi établie et une échelle graduée en 1/100 de centimètre-cube est dessinée à côté du tube. Sur le film, l'image du ménisque apparaît en surimpression sur l'échelle graduée et la lecture directe du volume est ainsi réalisée sans étalonnage.

Dans les autres types d'appareils, un étalonnage est nécessaire. Entre les variations de volume Δv et le déplacement Δl enregistré sur le graphique, trop d'intermédiaires existent pour que la corrélation $\Delta v = f(\Delta l)$ puisse être établie par le calcul. L'étalonnage consiste à introduire dans l'appareil un volume connu et à lire le déplacement obtenu sur le papier. Plusieurs points de la corrélation $\Delta v = f(\Delta l)$ peuvent ainsi être construits. Mais dans la plupart des appareils, les conditions d'une relation linéaire sont recherchées. L'étalonnage consiste alors 1) à vérifier de temps en temps que la relation linéaire $\Delta v = k \Delta l$ est réelle, en procédant comme nous venons de l'indiquer ; 2) à vérifier fréquemment la valeur du coefficient de proportionalité k en établissant un point de la corrélation.

Aussi, la plupart des appareils comportent-ils un dispositif qui permet de provoquer une variation de volume connue au niveau du récepteur. La réalisation de ce système doit être conçue dans le souci d'obtenir une mesure qui respecte les conditions normales de travail de l'appareil. Dans les appareils du type de ceux utilisés par Barcroft, une seringue branchée en dérivation sur la transmission pneumatique, permet de diminuer le volume d'une quantité connue.

Dans les appareils de Burch, un soufflet peut être raccourci au moyen d'un écrou dont la course correspond à une variation de volume de 10 mm³.

UTILISATION DU PLETHYSMOGRAPHE COMME MOYEN D'ETUDE DE LA CIRCULATION PERIPHERIQUE

Les courbes obtenues à l'aide d'un pléthysmographe s'appellent des pléthysmogrammes. Elles indiquent les variations de volume de la partie de l'organisme contenue dans le récepteur. Ces variations de volume sont provoquées par les variations de volume du lit vasculaire de la région étudiée. En effet, dans les membres, il n'existe pas d'organes susceptibles de modifier notablement leur volume au cours d'une expérimentation. A la rigueur, et si l'expérience dure suffisamment, longtemps, peut-on évoquer une modification du volume liquidien extra-vasculaire dans l'analyse des modifications observées sur les pléthysmogrammes. La formation ou la résorption rapide des œdèmes peuvent ainsi être étudiées. Mais ce sont les modifications du volume sanguin qui font l'objet essentiel des études pléthysmographiques. Envisagée de cette façon, la courbe pléthysmographique étudie le bilan des entrées et des sorties du sang circulant dans le récepteur. Si les entrées sont égales aux sorties, la courbe est une droite horizontale dont l'ordonnée correspond au volume moyen V de la portion de membre étudiée. Si le volume afférent (sang artériel) l'emporte sur le volume éfférent (sang veineux + lymphé), la courbe s'élèvera. Dans le cas contraire, elle s'abaissera.

L'accroissement du volume peut se produire de plusieurs façons. La plus fréquente est la vaso-dilatation. L'augmentation active du volume du lit artériolaire et précapillaire par action réflexe, provoquera une élévation de la courbe pléthysmographique. La vaso-constriction provoquera le contraire. C'est ce qu'on observera par exemple au cours de l'injection de drogues vaso-motrices. Mais, l'appareil étant sensible aussi bien aux variations de volume du lit artériel que du lit veineux des variations peuvent être provoquées par la distension ou la constriction des veines sous l'influence de facteurs divers (pesanteur, gêne au retour veineux) et sans que se soit produite une réaction vaso-motrice du versant artériel. On peut même envisager des perturbations vaso-motrices se traduisant par une distribution nouvelle des versants artériels et veineux

du sang, sans modification du volume global (par exemple, vaso-constriction + distension passive des veines sous l'effet de la pesanteur).

Ainsi, il faut bien souligner que les modifications observées sur les courbes correspondent uniquement à une modification du volume du sang circulant dans l'extrémité distale étudiée. Ces variations de volume ΔV seront, en valeur absolue, une faible fraction du volume total V . Une mesure complète doit donc indiquer, non seulement les variations de volume lues sur la courbe, mais encore le volume global des tissus étudiés. Ce volume est déterminé pour chaque série d'expériences. Afin de rendre comparables plusieurs séries d'expériences, on rapporte les variations observées à un volume fictif fixe. Ainsi, Burch, étudiant une phalange rapporte les variations de volume (exprimés en mm^3) à un volume fixe de 5 cm^3 , volume moyen d'une phalange.

1. — LE PLÉTHYSMOGRAMME NORMAL.

Il montre que le volume de l'extrémité distale étudiée varie constamment, même chez un sujet immobile, au repos. L'analyse de la courbe permet de distinguer trois sortes de variations, d'après la fréquence de leur répétition (Cohn, Neuman et Burch ⁽²²⁾).

— Les premières sont des oscillations rapides, de petite amplitude, synchrones au pouls.

— Les secondes sont des oscillations plus amples, synchrones aux mouvements respiratoires.

-- Les autres sont des variations plus ou moins cycliques, d'amplitude importante.

a. — *Les oscillations synchrones au pouls*: ce sont les plus constantes et les plus étudiées à l'aide d'appareils à grande sensibilité. Ce sont les variations de volume dues au brusque gonflement des artérioles à chaque systole cardiaque. C'est « l'onde du pouls » (« pulse wave ») (fig. 38).

L'amplitude de l'onde du pouls est très variable d'un sujet à un autre. Le chiffre moyen proposé par Burch est de $6,9 \text{ mm}^3$ pour 5 cm^3 de tissu (soit 138 mm^3 pour 100 cm^3 de tissu).

(22) In *American Journal of Physiology*, 136, 433, 1942.

Hertzman, à l'aide d'une technique photopléthysmographique, a tenté d'établir une corrélation entre le volume de l'onde du pouls et le débit local, mais la théorie (exposée plus bas, p. 163) ne semble pas devoir être retenue.

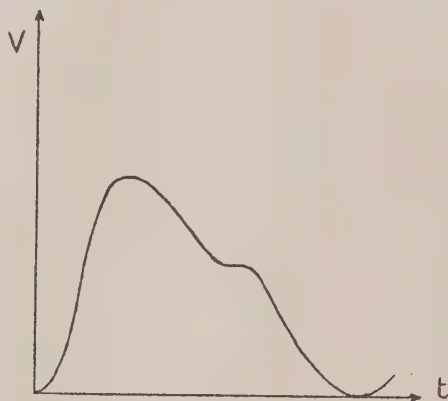


FIG. 38

La morphologie de la courbe a été très étudiée. Elle présente une montée rapide correspondant à la systole. Après un sommet aigu, se produit une baisse moins rapide, présentant en son milieu un ressaut : l'onde dicrote.

b. — Superposées aux variations dues au pouls, on décrit, sur les pléthysmogrammes, des *ondes en rapport avec les mouvements respiratoires*. Elles ont une amplitude plus importante que les ondes du pouls, et sont 4 ou 5 fois plus importantes au niveau des orteils qu'au niveau des doigts.

c. — Enfin, des *ondes de longueur d'ondes plus importantes* ont été décrites. Les auteurs anglo-saxons (Cohn, Neuman et Burch) les ont distinguées en ondes α , β et γ , par ordre de périodes et d'amplitudes croissantes. Aucune explication n'est connue sur la formation et la signification de ces oscillations.

2. — VARIATIONS DE VOLUME PROVOQUÉES.

En dehors de ces variations de volume spontanées qui se produisent lors de tout enregistrement et dont l'explication

n'est pas encore complète, on étudie les variations de volume provoquées. C'est-à-dire que les expérimentateurs étudient les réponses à divers excitants. Tous les excitants vaso-moteurs peuvent être envisagés sous l'angle pléthysmographique. Or, jusqu'à présent, la plupart des auteurs ont employé la méthode pléthysmographique pour la détermination des débits (selon la méthode de Brodie et Russel ⁽²³⁾).

Dans ce domaine la plupart des excitants que nous signalons ci-après, furent utilisés, tant chez les sujets normaux que chez les sujets atteints d'affections circulatoires. Par contre peu d'auteurs ont étudié l'influence de ces mêmes stimuli sur le pléthysmogramme direct, sans compression veineuse. Sans prétendre faire un recensement complet de ceux-ci, nous indiquons les plus importants :

a. — *L'influence de la position* du sujet en expérience sur le tracé pléthysmographique est très marquée. Les modifications de posture ont été parmi les plus étudiées : elles provoquent des variations du volume global du membre, ainsi que des variations dans l'amplitude et la morphologie de l'onde pulsatile. Burch ⁽²⁴⁾, Goetz ⁽²⁵⁾ et les auteurs français Lemaire, Loeper et Housset ⁽²⁶⁾ (à l'aide d'une technique photopléthysmographique) ont particulièrement étudié ces réactions posturales. Ces derniers, en particulier, ont montré que l'élévation d'un membre supérieur à la verticale provoque une augmentation de l'amplitude de l'onde du pouls, une diminution du volume global et la disparition de l'onde dicrote.

b. — Une seconde catégorie d'excitants est constituée par des *variations de température*. On peut opérer de plusieurs façons (Burch) ⁽²⁷⁾.

- Refroidissement local au niveau de la région étudiée.
- Refroidissement localisé, à distance.
- Refroidissement généralisé du corps.
- Echauffement local au niveau de la région étudiée.
- Echauffement localisé à distance.
- Echauffement généralisé du corps.

(23) Voir Historique (p. 120) et Description (p. 149).

(24) *American Heart Journal*, 43, 844, 1952.

(25) *Circulation*, 1, 56, 1950.

(26) *Thérapie*, 8, 209, 1953.

(27) *American Heart Journal*, 43, 844, 1952.

Le refroidissement localisé, au niveau de la zone étudiée, est l'équivalent du « cold pressure test ». Il fut utilisé par Freeman ⁽²⁸⁾, Hertzman ⁽²⁹⁾ (technique photopléthysmographique) et Burch ⁽³⁰⁾ : on note essentiellement un aplatissement important de la courbe de l'onde pulsatile.

L'excitant thermique peut être appliqué en une autre zone du corps : région symétrique, extrémité du membre situé du même côté du corps, partie proximale du membre étudié... On retrouve, avec ces méthodes, les réactions vaso-motrices étudiées à l'aide des mesures de températures cutanées ⁽³¹⁾. Ainsi Goetz ⁽³²⁾ fit des études très complètes sur les réactions de vasodilatation dans le doigts après échauffement à 45° de l'autre main, du pied...

Enfin, l'excitant thermique peut être appliqué à l'ensemble du corps, à la manière dont Stewart ⁽³³⁾ étudiait, à l'aide des températures cutanées, les réactions vaso-motrices à ce type d'excitant. Burch, Hertzmann notent par ailleurs que le refroidissement du laboratoire d'expérience provoque une diminution importante de l'amplitude de l'onde pulsatile.

c. — *L'exercice musculaire* modifie notablement les conditions circulatoires. Ces faits, mis en évidence par la méthode des températures cutanées, peuvent faire l'objet de protocoles expérimentaux pléthysmographiques. Barcroft et Dornhorst ⁽³⁴⁾ ont décrit un dispositif s'appliquant au mollet, et permettant d'étudier les modifications de volume au cours du travail musculaire. Mais dans leurs expériences, visant essentiellement l'étude du débit, l'existence constante d'un garrot au-dessus du récepteur et la faible sensibilité de l'appareil ne permettent pas d'avoir des renseignements sur les modifications du pléthysmogramme direct.

d. — *L'arrêt momentané de la circulation* dans un membre provoque, dès la reprise de la circulation normale, une importante réaction de vasodilatation appelée: hyperhémie réactive. Cette réaction fait l'objet de nombreuses publications. Les

(28) *American Journal of Physiology*, 113, 384, 1935.

(29) *American Journal of Physiology*, 130, 122, 1940, et 150, 122, 1947.

(30) *American Heart Journal*, 33, 48, 1947.

(31) LANDIS et GIBBON, in *Arch. of Intern. Med.*, 52, 785, 1933.

(32) *Archives of internal Medicine*, 84, 396, 1949.

(33) *Heart*, 3, 33, 1911.

(34) *Journal of Physiology*, 109, 402, 1949.

chercheurs utilisent les températures cutanées, les variations de débit, la couleur de la peau, etc... pour apprécier l'importance de la réaction. Mais les courbes pléthysmographiques directes n'ont pas été étudiées dans ces circonstances.

e. — *Les mouvements respiratoires* normaux provoquent, nous l'avons vu, des oscillations régulières dans les courbes pléthysmographiques. Aussi, les mouvements respiratoires particuliers ont-ils été étudiés. On peut étudier l'influence de l'épreuve de Valsalva, des mouvements respiratoires amples, isolés ou répétés, des mouvements superficiels et rapides (hyperpnée) ou de l'arrêt respiratoire (apnée). De très belles courbes ont été publiées à ce sujet par Hertzman ⁽³⁵⁾. Ainsi, l'inspiration profonde provoque une importante diminution du volume global et un aplatissement de l'onde du pouls.

f. — *Les drogues à action vaso-motrice*, per os et surtout en injection, sont des excitants fort utilisés en physiopathologie circulatoire. L'utilisation de ces drogues permet d'éclaircir de nombreux problèmes physiologiques. L'emploi d'anesthésiques du type novocaïne, injectés sur les trajets nerveux libère les régions distales de leurs commandes sympathiques. L'emploi de substances hormonales (adrénaline, noradrénaline, etc)... permet de préciser leurs mécanismes d'action. Enfin de nombreuses drogues vaso-dilatatrices ou vaso-constrictives peuvent être étudiées. Ces diverses techniques ont été extrêmement utilisées du point de vue des débits périphériques ⁽³⁶⁾. Cependant Goetz ⁽³⁷⁾ a fait des travaux où il étudiait les modifications des pléthysmogrammes directs sous l'influence de diverses drogues sympatholytiques. Plus récemment Lemaire, Loeper et Housset ⁽³⁸⁾ ont utilisé l'hexamethonium.

g. — *De nombreux autres excitants* du système circulatoire sont susceptibles d'être étudiés. Citons les facteurs hygrométriques (signalés par Burch), les facteurs émotifs ou sensoriels, les excitants douloureux, les réponses conditionnées, etc...

h. — Ces excitants, appliqués à des sujets bien portant, provoquent des réactions physiologiques dont les auteurs tentent d'établir les caractéristiques constantes, normales. *On peut*

(35) *American Journal of Physiology*, 130, 56, 1940.

(36) BARCROFT et SWAN, Sympathetic control of human blood flow.

(37) *Semaine des Hôpitaux*, 27, 1.077, 1951.

(38) *Thérapie*, 8, 802, 1953.

associer entre eux divers excitants (comme, par exemple, l'ischémie et le travail musculaire). Le but de travaux de cette nature est double :

— établir les critères d'une réponse normale, par rapport auxquels on comparera les réponses pathologiques ;

— éclaircir certains processus physiologiques à l'aide d'épreuves et de contre-épreuves.

i. — Les graphiques pléthysmographiques obtenus chez des sujets sains, au repos ou au cours des épreuves que nous avons décrites, peuvent servir de comparaison avec ceux que l'on obtient chez des *sujets porteurs d'une maladie du système circulatoire*. C'est particulièrement dans l'athérosclérose, l'hypertension artérielle, l'insuffisance cardiaque, les artérites, la maladie de Raynaud, les anévrysmes, les malformations congénitales que les auteurs ont décrit des altérations variées. Les chercheurs se sont efforcés d'établir des critères d'anormalité, spécifiques de certaines maladies. Goetz ⁽³⁹⁾ s'attacha surtout à déterminer les réactions particulières à l'hypertension artérielle, Megibow ⁽⁴⁰⁾ s'intéressa à la coarctation de l'aorte. Hertzman ⁽⁴¹⁾ étudia de nombreux syndromes vasculaires et les réactions de malades sympathectomisés. Burch ⁽⁴²⁾, avec Ray et Berenson, en 1952, publia les courbes obtenues dans un cas de coarctation de l'aorte (il compare les enregistrements obtenus des deux côtés du corps) et d'insuffisance aortique (où il trouve une disparition de l'onde dicrote et une augmentation de l'amplitude de l'onde du pouls). Lemaire, Loeper et Housset ⁽⁴³⁾ mirent en évidence ce qu'ils appellent le syndrome d'hypertonie artériolaire dont une caractéristique est constituée par l'allure « en dôme » de la courbe du pouls, avec disparition du dicrotisme ; cet aspect serait fréquent dans l'hypertension artérielle et se retrouverait, comme nous l'avons dit plus haut, dans certains syndromes de posture.

Nous voyons donc, au terme de ce bref exposé, l'étendue des possibilités offertes par la pléthysmographie. Quoique jusqu'à

(39) *Semaine des Hôpitaux*, 27, 1.077, 1951.

(40) *American Journal of Medicine*, 4, 798, 1948.

(41) *American Heart Journal*, 20, 750, 1940.

(42) *American Heart Journal*, 43, 844, 1952.

(43) Congrès de Médecine, Paris 1953.

présent, peu d'auteurs se soient attachés à ces travaux, nous pouvons concevoir une triple direction de recherches :

1° Etude des modifications provoquées par des excitants vasomoteurs, permettant d'établir les réponses normales ;

2° Etude des réponses anormales, comme moyen paraclinique de diagnostic de certaines maladies du système circulatoire ;

3° Moyen d'étude des processus physiologiques au niveau de la périphérie.

LA DETERMINATION DES DEBITS SANGUINS A L'AIDE DU PLETHYSMOGRAPHE (METHODE DE BRODIE ET RUSSELL)

1. — Principe de la méthode

Rappelons-en le principe. A un instant donné, on arrête brutalement la circulation de retour de l'organe étudié. Le sang artériel afférent qui continue d'affluer fait alors augmenter le volume de l'organe. En mesurant l'augmentation de volume pendant les premiers instants qui suivent le blocage veineux, on déduit le débit qui était celui de l'artère (Brodie et Russell [44]).

La réalisation de la mesure a été très étudiée. Dans les appareils actuels, le blocage du retour veineux est assuré par un garrot pneumatique situé à l'amont du récepteur du pléthysmographe, selon une section que nous appellerons la « section comprimée ». Ce garrot est gonflé brutalement à une pression de l'ordre de 60 (Burch) à 110 mm de mercure, grâce à la communication brusquement établie avec un réservoir d'air comprimé. Tout le sang artériel traversant la section comprimée reste prisonnier dans la partie distale du membre. Sur une portion de cette région, le récepteur du pléthysmographe indique l'accroissement de volume dû à l'afflux du sang. Sur le graphique, le phénomène se traduit par une montée brutale de la courbe. Barcroft, en maintenant une striction au niveau du

poignet pendant 5 à 10 secondes, obtient, au niveau de la main un accroissement du volume pratiquement linéaire, en faisant abstraction des ondulations dûes au pouls et aux mouvements respiratoires. En effet, si les ondulations spontanées sont de l'ordre de 10 à 30 mm³, les variations provoquées par la compression veineuse sont au moins de l'ordre du cm³. On peut donc assimiler la courbe préalable à la compression veineuse à une ligne droite horizontale ou ligne de base, puis la courbe montante contemporaine de la compression veineuse, à une droite ascendante. On dessine ces droites sur le graphique,

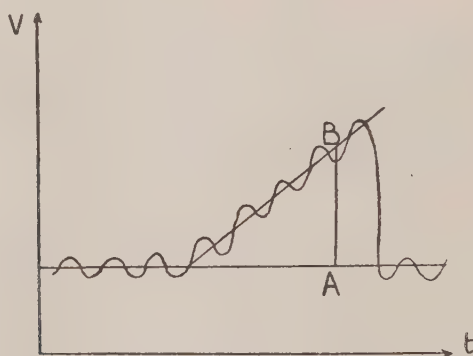


FIG. 39

puis on en déduit le débit du sang afférent de la manière suivante. Soit 0 (Fig. 39) le point de rencontre de la ligne de base avec la droite ascendante : ce point correspond au début de la compression veineuse. Sur la ligne de base, on porte une longueur correspondant par exemple à 10 secondes, soit 0A. En A, on détermine l'ordonnée de la droite ascendante, soit AB. AB représente un volume de Y centimètres cubes. Le débit est donc de $X/10$ cm³/sec. Barcroft et Swan ⁽⁴⁵⁾ ont décrit un procédé graphique dérivé de ce principe, et permettant de lire directement le débit (en cm³/sec.) sur un calque que l'on déplace sur le graphique.

(45) Sympathetic control of human blood vessels, p. 149.

2. — Analyse critique de la méthode

Nous allons tenter, en analysant les phénomènes qui accompagnent la mesure du débit par la méthode exposée, de rechercher sa valeur et les diverses causes d'erreur.

L'application brutale d'un garrot gonflé à une pression supérieure à la pression veineuse arrête brutalement le retour veineux des régions situées à l'aval de la section comprimée. La réalité de cet arrêt sanguin n'est pas une évidence (Landowne et Katz [⁴⁶]). Il est des veines périphériques qui seront certainement collabées par le garrot. Mais les veines centrales du membre, satellites des artères, seront-elles également fermées par la compression transmise par les tissus à partir de la périphérie ? Beaconsfield et Ginsburg (⁴⁷) ont prouvé la réalité de cet arrêt veineux en injectant une substance opaque aux rayons X dans la veine, pendant la compression veineuse. Ils utilisaient des pressions dans le garrot de 75 à 110 mm de mercure et pratiquaient trois clichés aux instants 0, 3 et 5 minutes après l'injection. Ainsi, un premier fait peut être affirmé : au cours des mesures, on peut considérer que, au début d'une compression veineuse, tout le sang qui pénètre à travers la section comprimée y demeure.

Le sang emmagasiné dans l'extrémité distale du membre va accroître son volume par distension des vaisseaux, essentiellement des veines. Cette distension vasculaire va entraîner un accroissement des pressions. Et l'augmentation des pressions aura rapidement des conséquences complexes. Du point de vue mécanique, l'afflux de sang artériel se trouve rapidement diminué par la rencontre d'une pression périphérique plus grande. Puis, la pression dans les veines dépasse la pression du garrot : le sang emprisonné va s'échapper vers l'amont. Et surtout, du point de vue physiologique, la profonde modification des conditions circulatoires mécaniques provoque de puissantes réactions vaso-motrices.

Au total, l'augmentation de volume ne traduira l'afflux artériel normal que pendant un très court instant. Au-delà, les

(46) *American Heart Journal*, 23, 644, 1942.

(47) *Circulation Research*, 3, 478, 1955.

facteurs mécaniques et vaso-moteurs vont intervenir qui égaliseront de nouveau le débit entrant et le débit sortant à travers la section comprimée. C'est ainsi que s'explique la forme des courbes obtenues. Après une augmentation linéaire, commençant dès le début de la compression, la courbe s'infléchit et

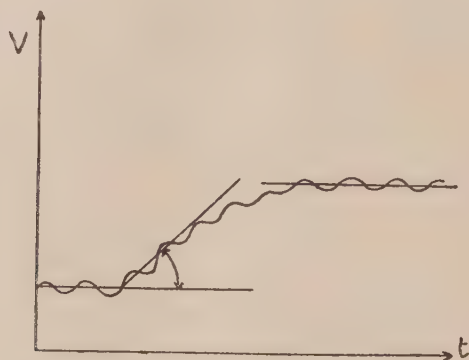


FIG. 40

redevient horizontale, traduisant un nouvel équilibre entre les entrées et les sorties (Fig. 40).

Une deuxième conclusion est donc qu'il faudra maintenir la compression veineuse le moins de temps possible, et n'opérer de mesure que dans la partie rectiligne de la courbe.

Nous allons maintenant préciser quelle est la grandeur mesurée par ce procédé, quel est « l'objet de la mesure ». Le pléthysmographe enregistre l'augmentation du volume du sang contenu dans le récepteur lorsqu'on empêche le retour du sang au niveau d'une section située à l'amont. Si la section comprimée coïncidait exactement avec la section d'entrée du récepteur, l'augmentation de volume correspondrait exactement à la totalité du sang emprisonné et on aurait ainsi une mesure du débit artériel dans la section comprimée. Pratiquement, la section comprimée et la section d'entrée du pléthysmographe sont distinctes. Par conséquent, une partie du sang artériel pénétrant dans le « piège » est destinée à irriguer des tissus qui ne sont pas contenus dans le récepteur du pléthysmographe. Donc l'appareil mesure le débit à travers la section d'entrée du pléthysmographe.

De même que dans les études de pléthysmographie directe, les auteurs ne donnent pas, dans leurs résultats, la valeur absolue de ce débit. Afin d'obtenir des chiffres comparables malgré la diversité morphologique des sujets et la diversité des récepteurs utilisés, on a coutume de rapporter le débit absolu mesuré au volume des tissus contenus dans le récepteur. Ainsi, les résultats sont-ils exprimés le plus souvent en *centimètres-cubes par minute pour 100 cm³ de tissu* (cm³/min. %).

Mais l'existence d'une zone non enregistrée entre la section d'entrée du récepteur et la section comprimée crée une possibilité d'erreur que nous allons analyser. Si ΔV est l'accroissement de volume de la zone enregistrée (Fig. 41), pendant le

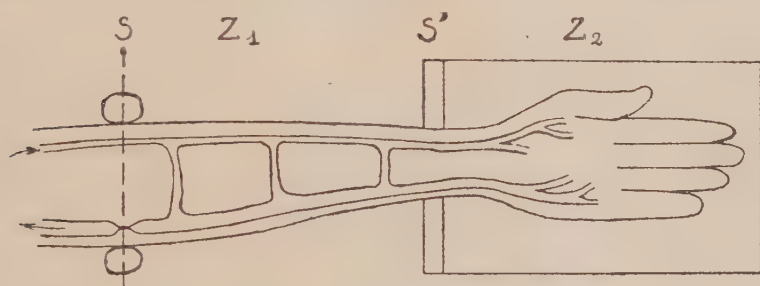


FIG. 41

S : section comprimée. — S' : section d'entrée du pléthysmographe.
 Z₁ : zone vasculaire non soumise à l'enregistrement pléthysmographique.
 Z₂ : zone vasculaire soumise à l'enregistrement pléthysmographique.

temps Δt , le débit mesuré est $\Delta V/\Delta t$. Supposons que, dans la zone non enregistrée se trouve une région veineuse très extensible. Une grande partie du sang emprisonné à l'aval de la section comprimée s'y accumulera et échappera à la mesure. Le ΔV mesuré sera faux par défaut. Le débit mesuré sera trop faible. Inversement, si la zone non enregistrée présente un réservoir veineux moins extensible que la zone enregistrée, la plus grande partie du sang s'accumulera de préférence dans la région enregistrée et le débit mesuré à travers la section d'entrée du pléthysmographe sera faux par excès.

Pratiquement, on voit que cette cause d'erreur risque d'être réalisée si les zones non enregistrées et enregistrées sont très dissemblables dans leur structure vasculaire. Il est donc néces-

saire que ces deux zones aient un système veineux de structure voisine, possédant la même distensibilité. Dans ce cas, la section comprimée pourrait être distincte de la section d'entrée du pléthysmographe. Mais, comme il est rare qu'on puisse affirmer ce fait, la plupart des auteurs préfèrent rapprocher au maximum le garrot du pléthysmographe, considérant alors comme négligeable la zone non enregistrée (Landowne et Katz). On comprend que la proximité du garrot et du récepteur doive être d'autant plus stricte que l'on opère sur une région plus distale. Ainsi, Burch place son garrot presque au contact du doigtier (et cela ne va pas sans inconvénients dont nous reparlerons plus bas), alors que Barcroft laisse 3 à 5 centimètres entre eux, car il opère sur l'avant-bras tout entier. Mais, quoiqu'il en soit, la séparation du garrot et du récepteur crée une possibilité d'erreur dont l'importance, minime certes, ne peut être évaluée avec certitude.

L'interruption circulatoire que nécessite chaque mesure de débit provoque, ainsi que nous l'avons dit, des réactions vasomotrices qui subsistent après la levée de la compression. L'équilibre circulatoire analogue à celui qui régnait avant la mesure ne se rétablit que progressivement. Ceci interdit donc une fréquence trop grande des mesures. Leur répétition trop fréquente fausserait complètement les résultats. Barcroft estime que l'on peut faire une mesure toutes les 5 minutes avant une expérience et toutes les demi-minutes ou même quart de minute au cours d'une expérience pendant laquelle le débit varie rapidement. Mais nous voyons là les principaux reproches adressés à la méthode. C'est d'abord une méthode discontinue : chaque mesure se traduit par une courbe ne permettant la détermination que d'un seul débit ; on ne peut pas suivre les variations du débit par simple observation. C'est, en outre, une méthode qui nécessite une intervention modifiant notablement les conditions circulatoires. Nous rencontrons ici les mêmes objections que celles opposées aux mesures de pression artérielle par la méthode de Riva-Rocci. Dans le cas des pressions, le cathétérisme a permis un enregistrement continu. Dans la mesure des débits, nous avons montré comment certaines méthodes (le rotamètre) permettaient une lecture continue des débits. Mais ces méthodes sanglantes rendent difficile leur utilisation en expérimentation humaine. Et c'est pour-

quoi la méthode indirecte de Brodie et Russell est actuellement très utilisée.

La précision avec laquelle le résultat peut être donné dépend en grande partie de la facilité avec laquelle on peut tracer les deux lignes droites à partir des courbes enregistrées. Il est donc important que, sur le graphique, on trouve : une bonne ligne de base ; une cassure nette à l'origine de la montée ; mais surtout *une courbe ascendante linéaire*, car c'est, en fin de compte, la pente de cette dernière qui permet d'apprécier le débit.

1° Pour obtenir une *bonne ligne de base*, il convient d'amortir suffisamment les oscillations provoquées par l'onde pulsatile, les mouvements respiratoires, et de s'affranchir des ondes α , β et γ . En ce qui concerne ces dernières, leur fréquence étant très faible, elles n'apparaissent pas sur l'enregistrement de quelques dizaines de secondes qui sert à établir la ligne de base avant la mise en pression du garrot. En ce qui concerne les oscillations provoquées par les mouvements respiratoires, on les diminue en assurant au membre étudié un appui fixe, solide et confortable. S'il s'agit du membre supérieur, le bras sera en demi-abduction, le coude légèrement fléchi lorsque le sujet est en décubitus dorsal (Barcroft et Swan). Burch opère sur le sujet assis. Le bras est en demi-abduction, le coude fléchi repose sur un accoudoir de caoutchouc réglable en hauteur, l'avant-bras est en demi-pronation, la main fermée sur un axe vertical. Enfin, pour que les oscillations dues à l'onde du pouls ne soient pas gênantes, on utilise un appareil à petite sensibilité, dans lequel la déflexion due au pouls provoque une ondulation très faible de la ligne de base. On parvient ainsi à obtenir un enregistrement préalable à la mesure qui est une ligne horizontale à peine ondulée. Par rapport à cette ligne, on parvient aisément à déterminer graphiquement une droite horizontale moyenne qui représente la ligne de base.

2° La *cassure nette de la courbe* ne se produira qu'à la condition que le gonflement du garrot soit très brutal. Dans les appareils du modèle précisé par Barcroft et ses collaborateurs, on met en communication le garrot avec un vaste réservoir d'air comprimé au préalable à la pression choisie. La mise en communication se fait en tournant un robinet. Dans l'appareil-

lage de Burch (1952), un système électronique automatique très complexe assure la mise en communication avec le réservoir à air comprimé, ainsi que l'arrêt de cette communication. Ce système est commandé par l'onde pulsatile elle-même, au moyen d'un microphone. On peut ainsi assurer le gonflage du garrot à un moment bien déterminé après le passage de l'onde pulsatile, et pendant une durée fixée à l'avance. Sur les courbes obtenues par l'auteur grâce à ce procédé, on peut noter la cassure de l'enregistrement à 1/100 de seconde près. Cette précision est nécessaire dans l'appareillage de Burch, car cet auteur travaille sur la troisième phalange du doigt qui ne présente qu'un très faible volume vasculaire : aussi le temps imparti pour la mesure est-il très bref et la variation linéaire de la courbe ne dure que 1 à 2 secondes.

Une cause de perturbation assez importante dans la détermination de l'origine du phénomène est l'artefact que provoque la proximité du garrot et du pléthysmographe. Certes, nous avons vu que, du point de vue théorique, il était souhaitable de rapprocher au maximum ces deux éléments. Mais, dans la pratique, le gonflement brutal du garrot entraîne une onde de choc qui se propage vers le pléthysmographe et provoque une brutale déflexion de la courbe sans rapport avec la circulation sanguine. Cet artefact, se produisant tout au début de la courbe ascendante, risque d'en masquer l'origine. Son importance est d'autant plus grande que le garrot est proche du pléthysmographe. Burch préfère cependant la proximité de ces deux éléments, quitte à déterminer la grandeur de l'artefact par gonflement du garrot sur un doigt exsangue (selon la technique de Landowne et Katz ^[48]) : il soustrait ensuite cet artefact des enregistrements normaux. Burton signale aussi cet artefact.

3° *La courbe ascendante* est la partie la plus importante de l'enregistrement. Elle est linéaire d'autant plus longtemps que le réservoir veineux est plus grand. Sur l'avant-bras ou la main, la courbe reste rectiligne au moins 10 secondes, s'infléchissant ensuite. Sur le doigt, l'inflexion commence vers la 2^e ou la 3^e seconde. Ainsi, si la mesure graphique est aisée avec les pléthysmographes utilisant l'avant-bras ou même la main, elle devient beaucoup plus délicate avec de petits récepteurs,

(48) *American Heart Journal*, 23, 644, 1942.

du type des doigtiers. Burch expose une méthode extrêmement complexe qui permet à l'aide de plusieurs graphiques, de reconstituer la valeur du débit, malgré l'absence de courbes linéaires et l'existence d'un artefact important. Chaque détermination demande certainement plusieurs heures de calcul et de dessin, à partir de la courbe enregistrée et entraîne vraisemblablement une erreur importante du fait de l'interprétation personnelle du dessinateur qui doit dessiner plusieurs courbes passant par des points dispersés, puis planimétrer ces courbes.

La méthode de Barcroft, telle que nous l'avons décrite (p. 150) est de beaucoup plus pratique. Elle comporte cependant

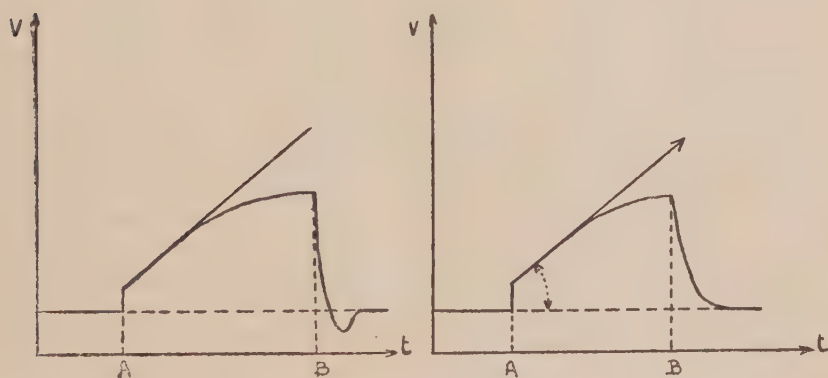


FIG. 42 et 43

De A à B : période de gonflement du garrot.

une cause d'erreur notée par Burton et Gaskell ⁽⁴⁹⁾. Il est nécessaire que le récepteur du pléthysmographe se trouve au niveau du cœur et que la pression veineuse avant la mesure soit normale (c'est-à-dire qu'il n'existe pas de gêne au retour veineux). Sinon, les auteurs ont remarqué que le débit calculé était très inférieur au débit normal. En effet, si la pression veineuse avant la mesure est élevée, il se crée un réflexe de la paroi veineuse, et, au moment de la mesure, la distensibilité du réservoir veineux est anormalement basse : l'augmentation de volume est ralentie. On peut s'apercevoir de l'erreur car, dans ce cas, selon Burton, la courbe enregistrée présente, après que l'on

(49) *Circulation Research*, 1, 27, 1953.

dégonfle le garrot, une portion qui descend au-dessous de la ligne de base, traduisant une diminution de volume de l'organe, au lieu d'un simple retour au volume initial (Fig. 42).

Au total, si l'on observe les précautions que nous avons indiquées, la partie la plus importante de la courbe enregistrée est la portion ascendante et rectiligne qui suit l'artefact dû au gonflage du garrot. Sa pente permet d'apprécier le débit (Fig. 43).

. 3. — Conclusion

La méthode d'appréciation quantitative des débits sanguins à l'aide du pléthysmographe (méthode de Brodie et Russell) constitue une technique extrêmement pratique à mettre en œuvre. Elle est utilisable chez l'homme, ne provoque aucun traumatisme, peut être appliquée au cours d'une expérimentation variée. C'est un bon moyen d'appréciation du débit périphérique dans les membres, qui est très largement utilisé dans les pays anglo-saxons. Sa mise en œuvre correcte nécessite par contre un certain nombre de précautions faute desquelles les résultats seraient considérablement erronés.

II. — La photopléthysmographie

A côté des techniques pléthysmographiques que nous avons exposées, nous devons maintenant décrire les méthodes photopléthysmographiques. Elles utilisent le phénomène de l'absorption de la lumière par les tissus.

Principe de la méthode

1. RAPPEL DES LOIS DE LA TRANSMISSION DE LA LUMIÈRE.

On sait que, quand un faisceau lumineux traverse un milieu, l'intensité de la lumière se répartit de trois façons :

— une partie est absorbée par le milieu ;

- une partie est transmise par le milieu ;
- une partie est diffusée par le milieu.

La lumière absorbée est transformée en une autre forme d'énergie (chaleur, agitation moléculaire, effets photo-chimiques, etc...).

La lumière transmise poursuit son trajet en ligne droite, à travers le milieu.

La lumière diffusée se propage dans toutes les directions au sein du milieu.

Chaque unité de volume du milieu joue un rôle analogue. Si bien que, si nous faisons abstraction de la lumière diffusée, la lumière transmise voit son intensité diminuer selon une loi exponentielle avec l'épaisseur traversée.

Bref, il existe une relation entre l'intensité de la lumière transmise et le volume traversé par le faisceau lumineux. De même, il existe une relation entre l'intensité de la lumière diffusée dans une direction et le volume traversé par le faisceau lumineux.

2. APPLICATION A LA PHOTOPLETHYSMOGRAPHIE.

Supposons que nous éclairions fortement une zone cutanée de la pulpe d'un doigt. Les tissus ne sont pas entièrement opaques : s'ils absorbent beaucoup la lumière violette, par contre ils sont relativement transparents dans les longueurs plus grandes. Ainsi, de la lumière sera transmise (lumière directe) et diffusée (lumière en retour). Si nous plaçons une cellule photo-électrique sur l'autre face du doigt, elle enregistrera le faisceau lumineux transmis. De même, une cellule photo-électrique située en une autre région cutanée enregistrera le faisceau diffusé. L'intensité lumineuse recueillie sur la cellule photo-électrique est une fonction de l'absorption de la lumière par les tissus traversés. Supposons alors qu'au sein des tissus traversés, se trouve un vaisseau sanguin. Le sang absorbant davantage la lumière que les tissus voisins, toute modification du volume de ce vaisseau se traduit par une modification de l'intensité lumineuse transmise ou diffusée. Si le vaisseau est artériel, on obtient, à la sortie de la cellule photo-électrique, un courant électrique pulsatoire : pendant la systole la lumière sera très absorbée et la cellule débitera un faible courant, pendant la diastole ce sera l'inverse.

Nous voyons donc que l'intensité du faisceau lumineux transmis ou diffusé par une zone de tissu irrigué est une fonction du volume sanguin rencontré par la lumière, si le volume des autres tissus demeure constant. Tel est le principe de la photopléthysmographie.

Historique

C'est en 1934 que Bonsman ⁽⁵⁰⁾ d'une part, et Noyons ⁽⁵¹⁾ de l'autre, utilisèrent une cellule photo-électrique pour apprécier des variations de volume d'organes. Matthes ⁽⁵²⁾, en Allemagne, étudie la transmission lumineuse à travers les tissus depuis 1935. Il a publié un nombre important de travaux à ce sujet et est certainement l'auteur le plus qualifié en ce qui concerne la pléthysmographie en lumière transmise. Aux Etats-Unis, Hertzman ⁽⁵³⁾ et ses collaborateurs (Dillon, Randall, Jochim, etc...) ont beaucoup étudié ces questions dès 1937, en lumière transmise et en lumière diffusée. Citons encore Leibel ⁽⁵⁴⁾ en Angleterre (1940), Corboz ⁽⁵⁴⁾ en Suisse (1948) et Giovannini ⁽⁵⁴⁾ en Italie (1949). En France, depuis 1951, Lemaire et Housset ⁽⁵⁵⁾ étudient une technique originale en lumière réfléchie, alors que Cara, Parrot et Mlle Jouasset ⁽⁵⁶⁾ ont utilisé une méthode par transillumination.

L'appareillage

Il comprend essentiellement trois parties : l'éclairage, la cellule photo-électrique et le système d'inscription. La disposition relative de l'éclairage et de la cellule est différente selon que l'on désire enregistrer le faisceau transmis ou un faisceau diffusé.

Dans le premier cas, les deux éléments sont installés de part et d'autre du segment étudié. Ce montage n'est réalisable qu'au

(50) *Archiv für Experimentelle Pathologie*, 176, 460, 1934.

(51) Cité par MATTHES.

(52) « *Kreislaufuntersuchungen am Menschen...* », Stuttgart, 1952.

(53) *Methods in Medical Research*, 1, 177, 1948.

(54) Cités par LEMAIRE et HOUSSET.

(55) *Presse médicale*, 59, 1.141, 1951.

(56) *Journal de Physiologie*, 45, 240, 1953.

niveau de segments de peu d'épaisseur. Les doigts se prêtent bien à ces expériences (Matthes). On utilise aussi le lobe de l'oreille (Cara, Parrot et Mlle Jouasset). Par ce procédé, on étudie une tranche vasculaire globale, constituée de tous les vaisseaux rencontrés par le faisceau lumineux. On enregistre simultanément les variations de volume de l'artère, des artérioles, du système capillaire, des veinules et de la veine. On obtient des renseignements analogues à ceux de la technique de pléthysmographie volumétrique.

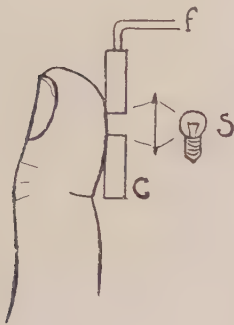


FIG. 44

S : source lumineuse. — C : cellule photo-électrique. — f : fil reliant la cellule photo-électrique au galvanomètre.

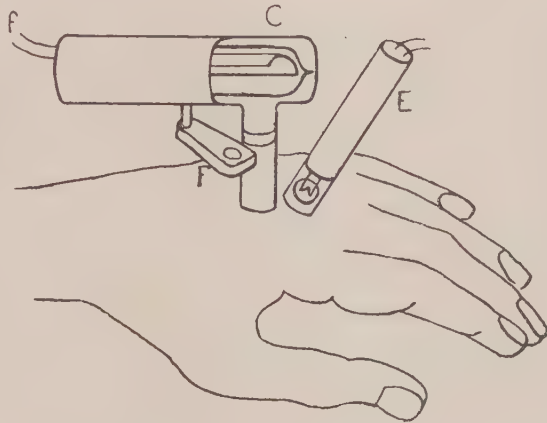


FIG. 45

E : système d'éclairage. — C : cellule photo-électrique. F : filtre. — f : fil reliant la cellule photo-électrique au galvanomètre.

Dans le procédé de Lemaire et Housset ⁽⁵⁷⁾, la source lumineuse et la cellule sont situées du même côté. Les auteurs emploient une cellule plate percée en son centre (Fig. 44). L'éclairage s'effectue par cet orifice médian. Ainsi, le flux lumineux peut-il être de faible intensité. Il n'intéressera que les vaisseaux sous-épidermiques. Le flux lumineux qui impressionne la cellule, en retour, est constitué partie par la lumière réfléchiée par la peau (dont l'intensité est constante), partie par la lumière diffusée par les tissus (et dont l'intensité varie selon

(57) *Journal de Physiologie*, 45, 609, 1953.

le volume sanguin). Cet appareil constitue donc un procédé d'exploration de la circulation sous-cutanée. Il peut être appliqué en tout point du corps, ce qui lui confère un grand avantage sur les appareils en lumière transmise.

Dans la technique de Hertzman, la source lumineuse est disposée à côté de la cellule, et l'auteur emploie une cellule à vide (Fig. 45).

La source lumineuse doit avoir certaines caractéristiques. La nature de sa lumière doit être adaptée d'une part aux recherches que l'on désire effectuer, d'autre part au type de cellule utilisée. De plus, elle ne doit pas provoquer d'échauffement notable de la région cutanée par où entre le flux lumineux. Bien souvent on utilise simplement une petite ampoule à filament, qui donne une lumière approximativement blanche. Ceci n'est possible que dans les photopléthysmographes qui utilisent la lumière en retour (Hertzman, Lemaire et Housset). Par contre, quand on recueille le faisceau lumineux transmis, il est nécessaire d'augmenter la puissance de l'éclairage. Matthes emploie une ampoule de 30 watts : il doit alors la plonger dans un réfrigérateur afin d'éviter l'échauffement du doigt.

Les cellules sont tantôt des cellules à couche d'arrêt, tantôt des cellules à vide, au sélénium par exemple.

Lorsqu'on utilise ces appareils pour déterminer les variations de volume du sang et qu'on travaille en lumière blanche, il faut tenir compte des variations du coefficient d'absorption de la lumière par le sang selon sa teneur en hémoglobine. On sait (Bénard [58]) que le pouvoir d'absorption de l'hémoglobine oxygénée présente deux maximum, dans les longueurs d'onde de 540 et 576 $m\mu$ (Fig. 46), c'est-à-dire dans le jaune-vert. Au contraire, l'hémoglobine réduite ne présente qu'un maximum, dans la longueur d'onde de 555 $m\mu$, qui correspond à la bande de Stokes. C'est pourquoi, à volume égal, si un vaisseau charrie du sang dont la teneur en oxy-hémoglobine varie dans le temps, le flux lumineux transmis varie également. Ces faits sont d'ailleurs la base des méthodes de dosage photométrique de la teneur du sang circulant en oxy-hémoglobine (Kramer [59]). Afin d'éliminer cette cause d'erreur dans les mesures de variations volumétriques, il convient d'éliminer les radiations

(58) Hémoglobine et pigments apparentés, Paris, 1949.

(59) *Zeitschrift für Biologie*, 96, 61, 1935.

lumineuses qui sont absorbées différemment par l'hémoglobine selon son degré d'oxygénation. Cara, Parrot et Mlle Jouasset utilisent un filtre vert qui ne laisse passer que la lumière verte de 5.200 Å : dans cette bande, le pouvoir d'absorption de l'hémoglobine est presque constant (voir fig. 46). Matthes joue sur la courbe de sensibilité de la cellule : il utilise une cellule qui n'est sensible que dans le rouge lointain et le proche infrarouge (Au-dessus de 7.500 Å), zone dans laquelle les variations d'absorption sont minimales.

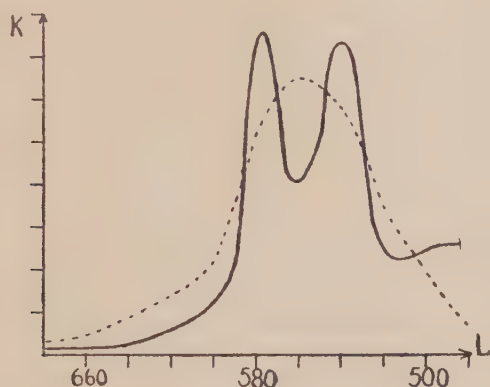


FIG. 46

Courbes d'absorption de la lumière
par l'hémoglobine du sang.

L : longueurs d'onde (en mμ).

K : coefficient d'absorption de la lumière.

(En trait plein : courbe d'absorption
de l'oxyhémoglobine.

En trait interrompu : courbe d'absorption
de l'hémoglobine réduite).

On voit donc que la courbe de sensibilité de la cellule photoélectrique utilisée et la nature de la source lumineuse doivent être étudiées en relation avec les spectres d'absorption du sang. La fabrication de sources lumineuses monochromatiques froides pourra sans doute, à l'avenir, permettre des applications encore plus précises : on peut ainsi envisager des appareils sensibles seulement au sang artériel ou au sang veineux. Mais ces idées n'ont pas encore donné lieu à réalisation.

Résultats

Les courbes obtenues avec ces appareils indiquent les variations du volume sanguin dans la région éclairée. La sensibilité est du même ordre que celle obtenue avec les pléthysmographes volumétriques. L'avantage est la suppression du récepteur du pléthysmographe qui, nous l'avons vu, risque de modifier la circulation périphérique par le contact nécessaire au joint. Par contre, il est pratiquement impossible, avec les photopléthysmographes, d'obtenir une évaluation quantitative des volumes et de leurs variations. Il s'agit d'une méthode qualitative. Hertzman seul a tenté un étalonnage de son appareil. Un filtre, monté en permanence, peut, à tout instant, être interposé sur le faisceau lumineux incident. La déflexion provoquée par l'interposition du filtre s'appelle : unité-filtre. On ramène toutes les mesures à cette unité. Afin de passer aux unités volumétriques, l'auteur a comparé les résultats donnés par son appareil à ceux obtenus à l'aide des pléthysmographes volumétriques. Il a ainsi déterminé une constante qui permet de passer des unités-filtre aux centimètres cubes par cm^2 de peau éclairée. Cette constante K permet donc, connaissant une variation de volume ΔV_F exprimée en unités-filtre, de calculer la variation de volume $\Delta V = K \cdot \Delta V_F$ exprimée en centimètres cubes par cm^2 de peau.

Sur ces bases, Hertzman a mesuré les volumes de l'onde pulsatile. En comparant le volume de l'onde pulsatile avec le débit calculé par la méthode calorimétrique, il a cru pouvoir établir une relation linéaire entre ces deux grandeurs :

$$\text{Débit} = K \text{ volume de l'onde du pouls.}$$

Cette relation nous paraît bien sujette à caution, car la méthode d'étalonnage en unités-filtre, qui est à l'origine de toute la théorie, nous semble erronée. En effet, l'auteur établit l'étalonnage en unités-filtre sur *un* point de mesure (constitué par la déflexion correspondant à l'interposition du filtre). Il suppose ensuite qu'il y a une relation linéaire entre le volume du sang et des déflexions. Or, d'après les lois de l'absorption de la lumière, que nous avons rappelées ci-dessus, la relation lumière transmise - volume traversé n'est rien moins que

linéaire. La loi de Lambert, sans tenir compte de la lumière diffusée, donne une diminution exponentielle que Kramer ⁽⁶⁰⁾ a retrouvée expérimentalement. Ainsi nous ne pensons pas que l'étalonnage de l'appareil de Hertzman en unités-filtre puisse être retenu. Par conséquent, nous ne pouvons pas non plus retenir l'idée que la mesure du volume de l'onde pulsatile puisse permettre une appréciation correcte du débit sanguin.

Mais, bien qu'elle ne soit pas quantitative, la méthode photopléthysmographique est une excellente méthode d'observation de la circulation périphérique. Par cette méthode, Lemaire et Housset ont établi des résultats très intéressants dont nous avons déjà évoqué quelques-uns à propos de la morphologie des pléthysmogrammes directs. Parallèlement aux études morphologiques des courbes obtenues, ces auteurs utilisent l'appareil pour mesurer la *pression artériolaire*. En comprimant la zone située en amont du lieu d'application de l'appareil, ils déterminent la contre-pression qui fait disparaître les oscillations du pouls, c'est-à-dire la pression systolique. On peut également déterminer la pression diastolique et la pression moyenne en établissant une courbe oscillométrique analogue à celle de Pachon : pour chaque contre-pression, il suffit de noter l'amplitude de l'oscillation observée. Les résultats obtenus par ces auteurs à l'aide de cette méthode indirecte, facile à mettre en œuvre, sont concordants avec les résultats obtenus par Landis et d'autres par les méthodes directes. Ces études des pressions, menées parallèlement à l'étude morphologique des courbes, ont donné lieu à d'intéressantes publications. Les auteurs étudièrent l'influence de stimuli variés : position des membres, drogues diverses, ainsi que les modifications provoquées par diverses affections vasculaires. Chez les hypertendus, les auteurs ont noté une augmentation constante des chiffres de pression artériolo-capillaire (130 à 150 cm d'eau) et une disparition de l'onde dicrote sur les tracés ⁽⁶¹⁾ : ces deux caractéristiques forment le « syndrome d'hypertonie artériolaire ». Elles furent retrouvées, même chez les sujets sains, lors de certaines postures : telle l'élévation d'un membre supérieur à la verticale. Cette réaction d'hypertonie posturale est supprimée par l'injection de ganglioplégiques ⁽⁶²⁾.

(60) Cité par MATTHES.

(61) Congrès Français de Médecine, 1953.

(62) *Thérapie*, 8, 209, 1953.

Les mêmes ganglioplégiques, administrés à des hypertendus, suppriment également chez ceux-ci le syndrome d'hypertonie artériolaire ⁽⁶³⁾ et rétablissent le tracé normal (avec dicrotisme) et en diminuent la pression artériolaire. Les auteurs voient dans cette double action un encouragement à utiliser les ganglioplégiques dans le traitement de l'hypertension.

Nous voyons, par ces quelques exemples, l'intérêt de la méthode photopléthysmographique. Elle constitue un moyen d'étude de la circulation périphérique très sensible et facile à mettre en œuvre. La technique en lumière réfléchie de Lemaire, Loeper et Housset a, de plus, le mérite de pouvoir être appliquée en n'importe quel point des téguments.

III. — Autres techniques pléthysmographiques

La technique de Whitney ⁶⁴

L'auteur utilise un lien circulaire, appliqué autour du segment de membre étudié. Ce lien est constitué par un tube de caoutchouc dont la lumière (de 0,5 mm de diamètre) est emplie de mercure. Les deux extrémités, serrées dans des plaques métalliques, sont reliées par un système vis-écrou qui permet l'application stricte autour du membre. Le système « mercure enfermé dans le caoutchouc » forme un conducteur électrique déformable, analogue à un strain-gauge (Fig. 47). Toute augmentation de la circonférence du membre provoque un allongement du conducteur et une modification du courant électrique. Ces modifications sont étudiées à l'aide d'un pont de Wheatstone, et aucune amplification n'est nécessaire. Le contact de l'engin avec la peau produit un échauffement du mercure qui provoquerait des variations thermiques de la résistance. Cette cause d'erreur est supprimée par l'adjonction d'un bobinage de cuivre placé au contact de la peau et monté en dérivation avec le strain-gauge : ainsi les variations thermiques s'équilibrent (Fig. 48).

(63) Ibid., 8, 806, 1953.

(64) *Journal of Physiology*, 121, 1, 1953.

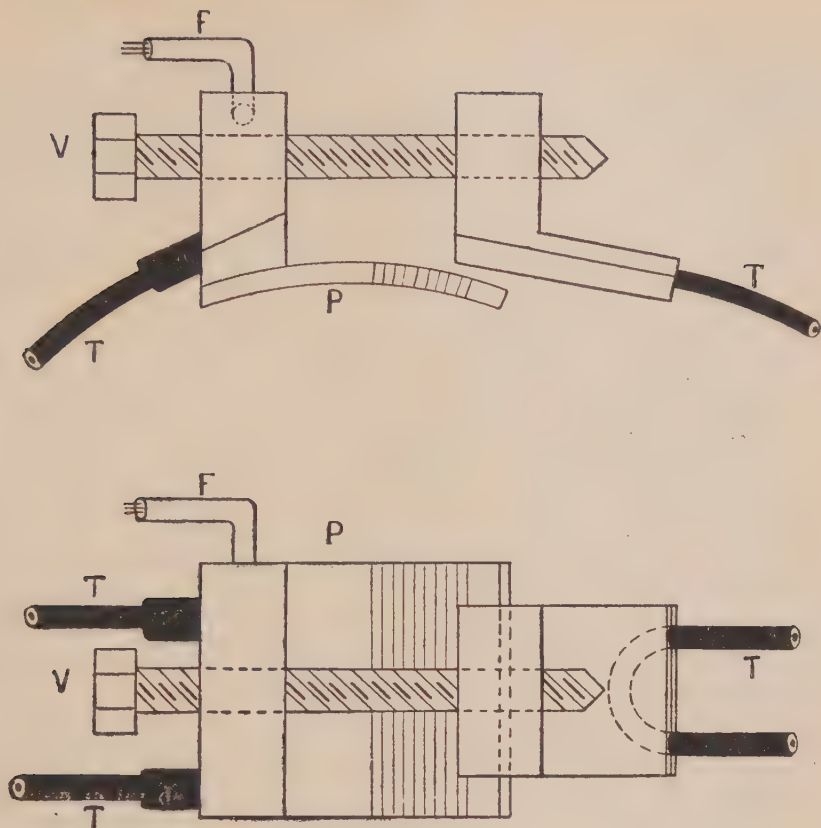


FIG. 47

Appareil de Whitney (vue de côté, vue en plan).
 V : vis. — T : tube de caoutchouc contenant le mercure.
 P : plaque portant l'enroulement de cuivre. — F : fil.

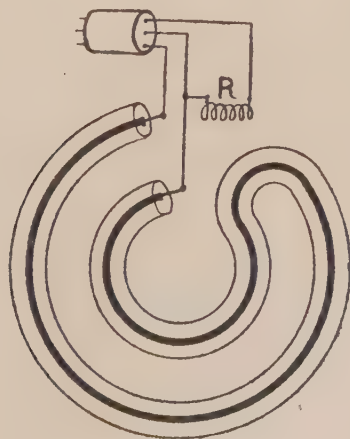


FIG. 48

L'auteur mesure ainsi, avec une excellente précision, les variations relatives de la circonférence du membre. Pour passer aux volumes, une approximation est nécessaire. L'auteur assimile le segment à un corps homogène dont seules les variations transversales varient lors d'une modification du volume. Il montre alors que, entre les variations relatives de circonférence dc/C et les variations relatives de volume dV/V , existe la relation $dV/V = 2 dc/C$.

Les avantages de cette technique sont, d'après Withney, les suivants. Il n'y a pas, comme dans un récepteur pléthysmographique, une zone cutanée enfermée dans une ambiance anormale (air ou eau). Les téguments sont dans des conditions normales au point de vue des échanges calorifiques et hygrométriques avec le milieu ambiant. La position du membre étudié peut être quelconque, ce qui est impossible avec les pléthysmographes à liquide. Enfin, les zones d'application du strain-gauge sont beaucoup moins limitées que les zones d'application d'un récepteur. On peut imaginer des strain-gauge appliqués au bras, à la cuisse, au cou même.

Le pléthysmographe électrique

On sait que les tissus conduisent sans dommage les courants électriques de haute fréquence. Si, entre deux points A et B d'un segment du corps, on applique une différence de potentiel alternative de valeur efficace U , le courant qui s'établit a une intensité I telle que $U = ZI$. Le coefficient Z s'appelle l'impédance du circuit. Il dépend de la résistance électrique et de la capacité du segment de membre traversé.

Nyoboer ⁽⁶⁵⁾ a étudié les variations de l'impédance du segment AB d'un membre, en enregistrant le courant recueilli entre deux électrodes A' et B' situées entre les deux électrodes A et B. Les quatre électrodes sont constituées par des bracelets métalliques serrant contre la peau du coton imprégné d'une solution de chlorure de sodium. La fréquence du courant passant entre les électrodes A et B est de 175 kilocycles. Les courbes recueillies montrent que l'impédance de la section A' B' subit des variations spontanées, dont l'élément le plus constant est

(65) *Circulation*, 2, 811, 1950.

une variation synchrone au pouls. L'auteur estime que ces variations d'impédance sont provoquées par les modifications du volume du sang compris entre les sections A' et B' du membre.

Partant de cette interprétation des données expérimentales, et dans le but d'obtenir des résultats numériques, l'auteur établit un calcul qui tend à prouver que les variations enregistrées sont proportionnelles aux variations du volume du sang situé dans le segment A' B'. Nous n'entrerons pas dans le détail et la démonstration dont la base physique est discutable ⁽⁶⁶⁾. Mais nous retiendrons cette méthode au même titre que celle de Whitney : elle présente les mêmes avantages pratiques par rapport aux techniques classiques.

Le pléthysmographe à pression

Wise ⁽⁶⁷⁾ décrit une technique d'évaluation du volume des liquides extra-vasculaires, déjà utilisée en 1932 par Krogh, Landis et Turner ⁽⁶⁸⁾. L'avant-bras est placé dans un récepteur rempli d'eau. Au-dessus du niveau libre, qui sert à la lecture comme dans l'appareil de Mosso, on peut faire arriver de l'air comprimé à une pression de 200 mm de mercure. Lors de cette compression, tout le sang situé dans l'avant-bras est chassé ; on lit le volume de l'avant-bras exsangue ⁽⁶⁹⁾ ; puis on supprime la compression : la circulation normale se rétablit. On recommence la même expérience toutes les 10 minutes environ. Les variations de volume ainsi observées indiquent les variations du volume des liquides extra-vasculaires. C'est avec ce type d'appareil que des études sur la perméabilité capillaire ont pu être réalisées ⁽⁷⁰⁾.

(66) L'auteur assimile le segment A'B' à une série de résistances en parallèles, mais néglige les capacités. Or, dans l'impédance, les capacités jouent un rôle aussi important que les résistances.

(67) *Methods in Medical Research*, 1, 182, 1948.

(68) *Journal of Clinical Investigation*, 11, 63, 1932.

(69) « Volume réduit » (KROGH, LANDIS et TURNER).

(70) CACHERA, dans *Médecine et Laboratoire*, 3, 5, 1953.

IV. — Description du pléthysmographe utilisé à l'Hôpital Rothschild

L'appareil que nous avons fait construire par la Maison Physiocontrol, et mis au point d'après les indications du Docteur Sapir, a été réalisé grâce à un crédit de l'Institut National d'Hygiène (Directeur : M. le Professeur Bugnard) et de la Caisse Nationale de Sécurité Sociale.

C'est un pléthysmographe à transmission pneumatique et à plusieurs sensibilités. Equipé avec un garrot, cet appareil pourra permettre des mesures de débit grâce au procédé de Brodie et Russell (en employant une faible sensibilité); mais il a été conçu essentiellement pour l'étude pléthysmographique directe. Aussi possède-t-il un puissant amplificateur électronique, permettant de travailler sur le doigt.

Description de l'appareil

1° *Le récepteur* (Fig. 49). Nous avons utilisé jusqu'à présent des doigtiers en matière plastique. Ils sont cylindriques et fermés à une extrémité. Il existe un jeu de cinq doigtiers de diamètres différents (de 18 à 24 mm) ce qui permet, pour chaque sujet, d'utiliser celui qui assurera la meilleure étanchéité.

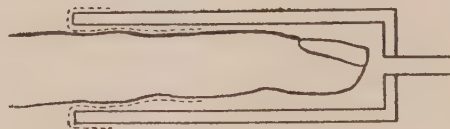


FIG. 49

Fixé au pourtour de l'orifice se trouve, à l'intérieur du cylindre, un doigt de gant de caoutchouc fin, percé au bout. Le sujet introduit son doigt à l'intérieur de ce doigt de gant de caoutchouc qui assure l'étanchéité par la grande surface de contact qu'il procure et non pas par la pression qu'il exerce. Le contact du doigt et du doigtier se fait à la racine de la première phalange.

2° *Le fluide transmetteur.* Nous utilisons une transmission entièrement pneumatique. Les variations de volume du doigt modifient la pression de l'air emprisonné dans l'appareil. La liaison entre le doigtier et le transmetteur est assurée par des tubes de matière plastique souple mais non extensible. Sur le trajet de cette liaison, on trouve successivement :

- un robinet à trois voies qui permet de brancher sur l'enregistreur tantôt le doigtier, tantôt le système d'étalonnage ;
- un flacon de variation de sensibilité (Fig. 50) ;
- un robinet de mise en communication avec l'atmosphère.

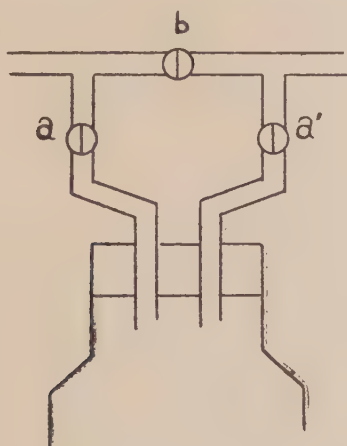


FIG. 50

Le flacon de variation de sensibilité permet de modifier le volume total de l'air enfermé dans l'appareil. Plus ce volume est petit, plus la sensibilité de l'appareil est grande. Ce flacon est relié à la canalisation de transmission pneumatique par deux tubulures percées dans le bouchon et munies chacune d'un robinet (a, a'). Si ces deux robinets sont fermés, le flacon est hors circuit et on obtient la sensibilité maximum. Si ces deux robinets sont ouverts et que le robinet b situé sur la transmission directe est fermé, le flacon est branché. On adapte alors la sensibilité au niveau désiré en remplissant plus ou moins le flacon avec de la glycérine.

3° *L'enregistreur* est constitué par une membrane de caout-

chouc fin fixé sur une armature circulaire. Ses déplacements sont très faibles. Cette membrane est fragile et n'est soumise aux variations de pression qu'au moment des mesures. Pour éviter sa déchirure lors de manœuvres qui précèdent ou suivent les mesures (notamment quand le sujet introduit ou retire son doigt du doigtier), on a soin de maintenir ouvert le robinet de mise en communication avec l'atmosphère. Celui-ci n'est fermé que pendant l'enregistrement.

La membrane est en latex très souple. Son diamètre est de l'ordre de 15 mm. Sa fréquence propre est telle qu'elle peut suivre des oscillations de 45 cycles par seconde, ce qui est suffisant dans le cas des phénomènes pulsatiles circulatoires.

Les déplacements de la membrane sont transformés en variations d'intensité d'un courant électrique par le procédé suivant. Au centre de la membrane est collée une pastille en argent de 8 mm. de diamètre et de 0,05 mm. d'épaisseur. En face d'elle une bobine spiralée plate est fixée au fond de la boîte à l'orifice de laquelle est disposée la membrane de latex. Cette bobine fait partie d'un circuit électrique oscillant accordé par un condensateur, et possédant une fréquence de 50 mégacycles par seconde. L'entretien des oscillations s'obtient à l'aide d'un second circuit oscillant constituant la plaque d'un tube électronique dont le premier circuit constitue la grille. Ces deux circuits sont couplés par la capacité interne du tube, laquelle est suffisante à cette fréquence. En régime oscillatoire le courant plaque se fixe à une certaine valeur. Si la membrane se déplace ce courant varie. Ceci s'explique de la façon suivante. La pastille métallique se comporte comme une spire en court-circuit : un courant induit y est créé par les variations perpétuelles du champ magnétique de la bobine. Inversement, les variations du courant dans la pastille provoquent des variations du courant dans la bobine. En régime, ces phénomènes d'induction mutuelle sont constants en valeur moyenne ; leur intensité dépend de la distance de la pastille à la bobine. Si par contre la pastille se déplace, le courant induit dans la bobine se modifie et cela avec une grande rapidité et une grande fidélité. Ainsi, tout déplacement de la membrane en latex provoque une modification du courant grille du tube électronique. L'avantage de ce système est que la membrane peut osciller librement car il n'existe aucun contact avec le circuit détecteur et les champs

électromagnétiques et électrostatiques dans le voisinage des enroulements sont suffisamment faibles pour que l'on puisse les négliger au point de vue mécanique.

4) *L'amplificateur* est donc, ainsi que nous l'avons dit, une lampe triode. Les variations du courant grille sont amplifiées au niveau de la plaque.

5) *L'inscripteur* est un oscillographe à plume à plusieurs sensibilités, à cadre mobile. Sa fréquence propre est de 47 c/s. Comme cet appareil a besoin d'une certaine puissance, le tube amplificateur en tension est suivi d'un étage de puissance à deux tubes, pouvant fournir 4 watts. La plume, alimentée en encre fluide, inscrit les courbes sur une table défilante de 12 cm. de large, possédant deux vitesses de déroulement. La vitesse rapide correspond à celle des électrocardiographes (2,5 cm/s.) (Voir Fig 51 l'ensemble du montage de l'appareil).

Mode d'utilisation de l'appareil

Le doigtier, libre de toute connexion avec l'appareil, est adapté au doigt du sujet. Puis l'ajutage du doigtier est fixé à l'extrémité du tube de plastique. Pendant cette opération, on s'assure que le robinet de mise en communication avec l'atmosphère est bien ouvert, afin d'éviter de détériorer la membrane sensible. On attend dix minutes environ, afin que l'équilibre thermique de l'air emprisonné dans l'appareil soit assuré. On ferme alors le robinet de mise en communication avec l'atmosphère. L'air emprisonné dans l'appareil subit alors les variations de pression provoquées par les variations de volume du doigt, et les transmet à la membrane. On peut commencer l'enregistrement. On procédera de manière différente selon que l'on désire étudier la morphologie des ondes pulsatiles ou les variations globales de volume.

a. — Dans le premier cas, on exige de l'appareil une grande sensibilité. On éliminera donc du circuit pneumatique le flacon en ouvrant les robinets b et en fermant les robinets a et a'. On utilisera, sur l'oscillographe, la plus grande sensibilité. On opérera, en général, en vitesse rapide, afin de pouvoir étudier le

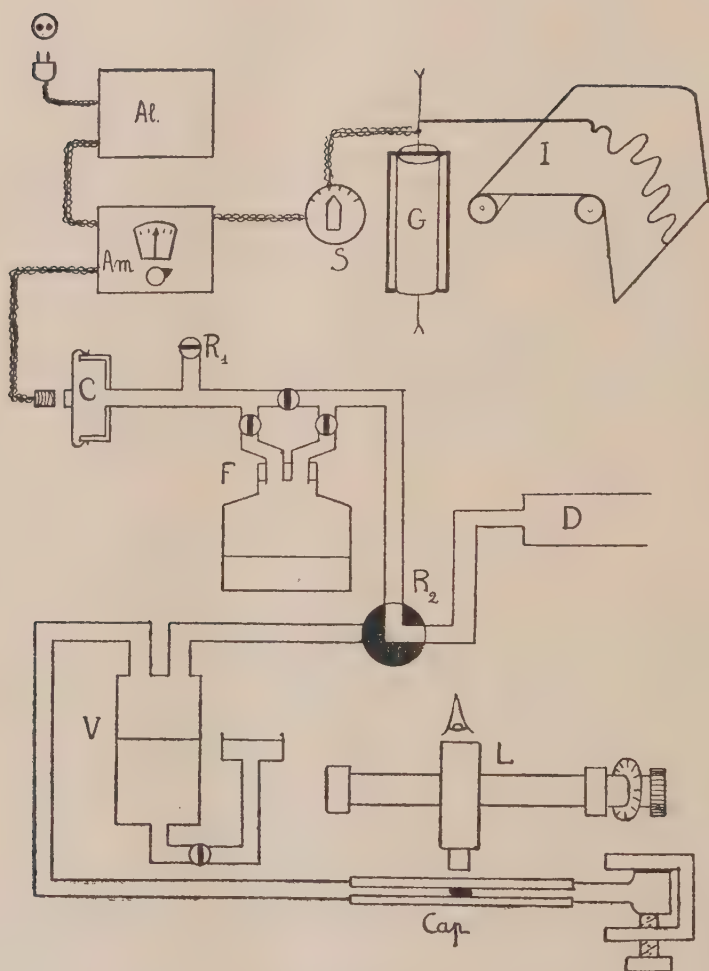


FIG. 51

Al : alimentation. — Am : amplificateur.
 S : réglage de la sensibilité du galvanomètre. — G : galvanomètre.
 I : inscripteur. — C : capsule. — R_1 : Robinet de mise à la pression
 atmosphérique. — R_2 : Robinet à trois voies. — F : flacon amortisseur.
 D : doigtier. — V : adaptation du volume d'air pour l'étalonnage.
 L : lunette d'étalonnage. — Cap : tube capillaire avec l'index.

détail des courbes. Une difficulté est alors d'amener la totalité de la course de la plume sur la partie utilisable du papier. En effet, la plume de l'oscillographe oscille entre deux butées. Si la quasi-totalité de la course utilisable correspond à une oscillation du pouls, le moindre déplacement de la ligne de base va déplacer l'oscillation suivante vers le haut ou vers le bas, et la plume butera avant la fin de sa course, ce qui fera disparaître de l'enregistrement le sommet du graphique. Il est donc nécessaire d'utiliser une sensibilité qui laisse une certaine marge et on règle le niveau de la ligne de base à égale distance des deux butées, au moyen d'un bouton de réglage situé sur l'amplificateur. Enfin, on maintient le sujet dans la plus stricte immobilité. On parvient, de cette façon, à enregistrer correctement une dizaine au moins d'ondes pulsatiles.

b. — Dans le cas où l'on veut étudier les variations de volume du doigt indépendamment des ondes pulsatiles, c'est-à-dire lorsqu'on désire un enregistrement de la ligne de base, on amortit davantage. Pour ce faire, on branche le flacon d'amortissement en fermant le robinet b et en ouvrant les robinets a et a'. On peut aussi, sur l'oscillographe, utiliser les sensibilités plus faibles. On opérera toujours, dans ces cas-là, en vitesse lente.

Ainsi utilisé, l'appareil permet l'étude de la pléthysmographie directe. Un système de garrot est prévu, mais non encore réalisé, qui donnera la possibilité d'utiliser l'appareil pour la mesure des débits sanguins.

Etalonnage

Un système original permet un étalonnage statique de l'appareil. Il est branché sur la deuxième voie du robinet à trois voies. On le met donc en circuit par un simple jeu de robinet, éliminant simultanément le doigtier. Le principe est le suivant : A l'extrémité de la colonne d'air qui transmet à la capsule ses variations de pression, se trouve un index liquide se déplaçant dans un tube capillaire. Au-delà de ce tube capillaire, existe un dispositif en caoutchouc qui permet, en l'écrasant, de faire progresser l'index liquide dans le tube capillaire. La variation de volume qui s'ensuit se transmet à la capsule et se traduit par un déplacement de la plume, de longueur dl ; d'autre part, on lit le déplacement correspondant, dh , du ménisque

grâce à une lunette qui permet de viser ce ménisque. La lunette est montée sur une échelle graduée micrométrique. La lecture du déplacement de la lunette donne donc le déplacement du ménisque. Pour que le système fonctionne avec exactitude, il est nécessaire que le volume d'air utilisé entre le liquide et le robinet à trois voies soit le même que celui utilisé, lors des mesures, entre le doigt du sujet et le robinet à trois voies. Pour réaliser cette condition, on place sur le circuit pneumatique d'étalonnage, un dispositif à volume variable qui permet d'ajuster le volume à chaque cas.

Le dispositif ainsi décrit est utilisé pour l'étalonnage de la façon suivante :

L'ensemble de l'air contenu dans l'appareil étant à la pression atmosphérique, on ferme le robinet de mise en communication avec l'air ambiant. On lit le niveau n_1 du ménisque vu dans la lunette. A l'aide d'un écrou, on comprime le circuit pneumatique. L'index se déplace légèrement dans le tube capillaire et atteint le niveau n_2 . Simultanément l'aiguille de l'oscillographe subit une déflexion 1 mm sur le papier. Le volume de liquide compris entre n_1 et n_2 est facilement calculé : la section du capillaire est connue et la distance $n_1 n_2$ lue sur la vis micrométrique. Ainsi, à une déflexion 1 correspond un volume V.

Conclusion

L'appareil que nous avons décrit est le premier pléthysmographe volumétrique construit en France. Sa mise au point a demandé plus d'un an de travail. Actuellement, nous avons commencé les premières expériences en série. Un vaste champ d'investigation s'ouvre devant nous. La conception de l'appareil nous permettra une grande souplesse dans son utilisation.

Nous avons obtenu des pléthysmogrammes directs permettant d'étudier la morphologie des courbes du pouls. La légèreté du doigtier rend possible une étude aisée de l'influence des variations de posture.

Enfin, nous pensons pouvoir réaliser prochainement le dispositif de mesure des débits.

CONCLUSIONS

Les recherches physiopathologiques sur la circulation ont considérablement enrichi, au cours de ces dernières décades, nos connaissances des maladies cardio-vasculaires.

Cependant si les progrès réalisés dans la connaissance du fonctionnement de la « pompe » (débit cardiaque, physiologie du cœur droit, et de la petite circulation) paraissent décisifs, ceux acquis à la suite d'un nombre imposant de travaux dans la connaissance de la périphérie semblent plus sujets à caution. La cause de cet état de choses pourrait résider dans le fait que la périphérie est assujettie à des influences multiples, ce qui complique singulièrement l'analyse des facteurs de la circulation locale. C'est pourquoi la plupart des maladies circulatoires (hypertension essentielle, athérosclérose avec ou sans localisations diverses et que son origine soit métabolique ou non, maladie de Raynald, maladie de Küssmaul, maladies et syndromes de la circulation de retour, troubles circulatoires d'origine centrale) méritant une étude fonctionnelle à l'aide d'un appareillage approprié.

Dans toutes ces études, la détermination des pressions seule ne peut suffire à expliquer les phénomènes physiopathologiques. Les tensions élastiques qui règnent dans les parois, les vitesses du sang, les volumes et les sections vasculaires, les débits sanguins enfin constituent des paramètres indispensables à l'étude précise de la circulation.

Ainsi, l'étude de la tension élastique et de la section d'un vaisseau peut nous renseigner sur le degré relatif d'épaississement et de vaso-constriction. L'étude des variations de volume peut nous renseigner sur les possibilités d'adaptation du calibre d'un vaisseau, faisant la part entre une rigidité athéroscléreuse et un spasme vaso-moteur. La morphologie même des courbes obtenues peut avoir des significations cliniques. Nous avons vu par exemple celles qu'en ont tirées Lemaire et Housset. Le cal-

cul des débits s'impose quand on veut déterminer les variations régionales de la répartition sanguine. Etc...

Toutes ces recherches d'un caractère certes analytique, ont ouvert des chapitres distincts dans l'exploration fonctionnelle de la circulation :

1. — Etude de la paroi.
2. — Etude des différences régionales.
3. — Etude des influx centraux et périphériques d'origine nerveuse.
4. — Etude morphologique des variations de volume au cours de la révolution cardiaque.

Etc....

Chacun de ces chapitres fait appel à des techniques particulières. Celles-ci varient en plus selon que l'on opère sur l'homme ou l'animal, sur un organe ou un sujet vivant.

Nous avons voulu dans ce travail, nous limiter à l'étude des techniques de mesure des débits, après l'avoir située dans son contexte général. Nous avons vu les différences de méthodes selon le but physiopathologique poursuivi et, partant de là, les contingences physiques auxquelles doit se soumettre le chercheur.

Parmi ces technique, nous avons retenu la méthode pléthysmographique. Elle n'est ni nouvelle ni exempte de critique. Mais elle est la seule qui, actuellement permette une mesure facile des débits périphériques chez l'homme éveillé. Travaillant dans un service où l'aspect « psycho-somatique » des maladies circulatoires est particulièrement étudié, la possibilité que donne cette méthode d'études objectives des influences psychogènes a retenu notre attention. De plus l'appareillage que nous avons réalisé permet, grâce à son puissant amplificateur, une étude directe des variations de volume spontanées ou provoquées ainsi que l'étude morphologique de ces variations, notamment au cours de la révolution cardiaque (courbe du volume du pouls). Ainsi, l'influence qualitative des postures, des moyens pharmacodynamiques, des influx psychiques peut être enregis-

trée au cours d'expériences « non traumatisantes » longuement poursuivies.

Notre pléthysmographe volumétrique, qui ne constitue d'ailleurs qu'un premier outil de ce que nous pourrions appeler un centre fonctionnel somatique et psychique d'exploration de la circulation, nous semble réaliser un bon procédé d'exploration fonctionnelle au niveau des vaisseaux périphériques des membres.

Vu :

LE DOYEN :
L. BINET.

Vu :

LE PRÉSIDENT DE LA THÈSE :
LEMAIRE.

Vu et permis d'imprimer :

LE RECTEUR DE L'ACADÉMIE DE PARIS :
J. SARRAILH.

ANNEXE I

ETUDE DE LA TENSION ELASTIQUE DEVELOPPEE DANS LA PAROI DES VAISSEAUX

I. — Vaisseau sans tonus

Nous considérons une longueur L (cm) de vaisseau cylindrique. Sa paroi a une épaisseur e , la pression moyenne (supposée constante) est P , son rayon r . Nous nous proposons d'étudier comment sont liées les valeurs de la pression et du rayon, en supposant la paroi homogène, parfaitement élastique et possédant un coefficient d'élasticité Y (module de Young).

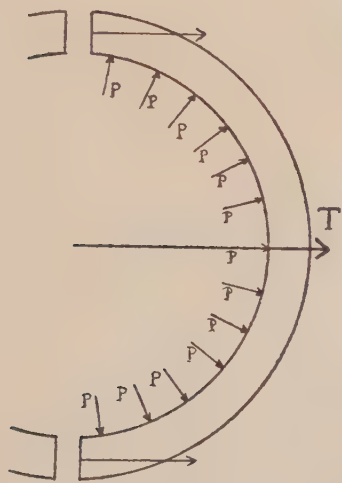


FIG. 52

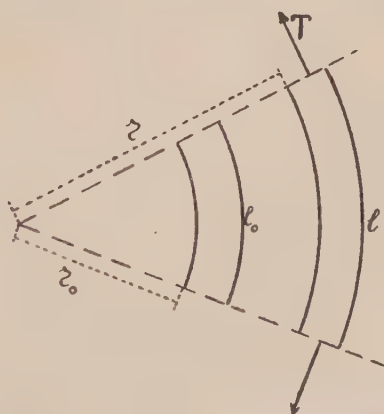


FIG. 53

La pression P du fluide s'exerce sur chaque centimètre carré de la paroi intérieure du vaisseau, tendant à l'ouvrir. Considérons que le vaisseau est constitué de deux demi-cylindres réunis par leurs bords (Fig. 52). Les forces de pression tendent à écarter ces deux demi-

cylindres. C'est-à-dire que la résultante des forces de pression sur un demi-cylindre est une force unique perpendiculaire au plan de réunion. Si nous considérons une longueur de génératrice de 1 cm de long, la loi de Laplace (qui n'est autre que le calcul de cette résultante) nous indique que cette force est égale à 2 P.r. Mécaniquement, cette force se décompose en deux forces égales, appliquées aux surfaces de réunion des deux demi-cylindres ; chacune de ces surfaces, de longueur 1 cm et de hauteur e cm, est donc soumise à une force $T = P.r$. Cette force tangente au cylindre est la tension provoquée par la pression P. Le fait que le cylindre soit en équilibre prouve que cette force est compensée par une réaction. Cette réaction provient de la résistance du tube à l'élongation, à l'élargissement, qu'il nous faut maintenant étudier.

Lorsqu'aucune pression ne règne dans le tube, celui-ci prend une dimension minimum, de rayon r_0 . Considérons, sur une section droite, une longueur de l_0 de matière (Fig. 53). Si la pression devient P, le tube, soumis à cette pression, se dilate : le rayon devient r, la longueur de l'élément devient l. Or, l'allongement de cet élément a été provoqué par la force T. Donc, appliquant la loi de Hooke à cet élément élastique, on a :

$$T = Y s (l - l_0) / l_0$$

s est la surface à laquelle s'applique la force T ; c'est-à-dire $s = l \times e \text{ cm}^2$; donc :

$$T = Y e (l - l_0) / l_0$$

Or l et l_0 s'évaluent en fonction des rayons :

$$l = \pi r$$

$$l_0 = \pi r_0$$

Il vient :

$$T = Y e (r - r_0) / r_0$$

Or, nous savons que cette tension, provoquée par la pression P, est égale à $T = P.r$. Donc :

$$P.r = Y e (r - r_0) / r_0$$

D'où nous tirons la relation qui lie la pression et le rayon r pris par le tube sous son influence :

$$P = Y e (1/r - 1/r_0)$$

La courbe représentative est dessinée figure 54. Lorsque la pression est nulle, le rayon prend la valeur r_0 . Si la pression augmente, le rayon augmente. Pour une même augmentation de pression P, l'augmentation correspondante de rayon r est d'autant plus grande que la pression est plus grande dans le vaisseau. D'ailleurs, si la pression atteint la valeur limite $Y e / r_0$, le rayon devient infini : c'est la rupture.

Nous voyons que la pression de rupture est d'autant plus élevée que le rayon propre est plus petit (les plus petits vaisseaux seraient plus résistants), que l'élasticité est plus grande et l'épaisseur, plus grande également.

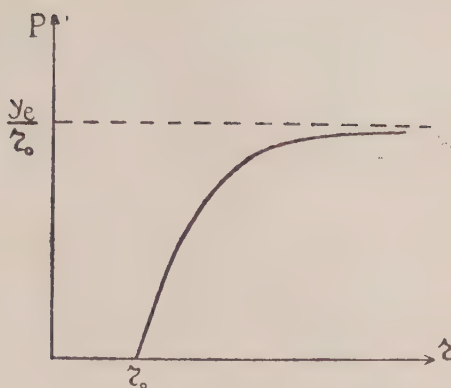


FIG. 54

II. — Vaisseaux toniques

Dans la paroi des vaisseaux, les fibres musculaires lisses provoquent, en dehors de tout phénomène élastique, une tension ou tonus vasculaire. Cette tension a tendance à fermer le vaisseau.

Considérons à nouveau l'élément de paroi de longueur initiale l_0 lorsque le rayon du tube est r_0 et la pression nulle (Fig. 55). La tension active s'exerce comme une force t appliquée à la section de cet élément et, selon la loi de l'élasticité, diminue sa longueur jusqu'à une valeur l_1 telle que :

$$t = Ye (l_0 - l_1)/l_0$$

soit :

$$t = Ye (r_0 - r_1)/r_0$$

Dans ce nouvel état contracté du vaisseau, la pression est toujours nulle. Si dès lors, nous faisons intervenir la pression P , tout se passe comme si l'état initial du vaisseau était celui de rayon r_1 . Le rayon définitif r sera alors donné par l'expression :

$$P = Ye (1/r_1 - 1/r)$$

Nous pouvons, par le calcul, éliminer la valeur r_1 entre les deux équations. De la première, en effet, nous tirons successivement :

$$t = Ye - Ye r_1/r_0$$

$$Ye r_1/r_0 = Ye - t$$

$$1/r_1 = Ye/r_0 (Ye - t)$$

que nous portons dans la seconde :

$$P = Ye [Ye/(Ye - t)r_0 - 1/r]$$

Ainsi, cette expression permet de déterminer quel rayon prend un vaisseau donné pour une valeur de P et une valeur de t . P et t sont deux

variables indépendantes. Aussi, les courbes représentatives forment-elles une famille de courbes. La façon la plus simple de les figurer est de prendre P comme ordonnée, r comme abscisse et t comme paramètre. Avec ces données, les courbes $P = f(r)$ sont des courbes parallèles : pour chaque valeur de r , la distance ΔP des ordonnées de deux courbes de la famille est une constante (Fig. 56). La pre-

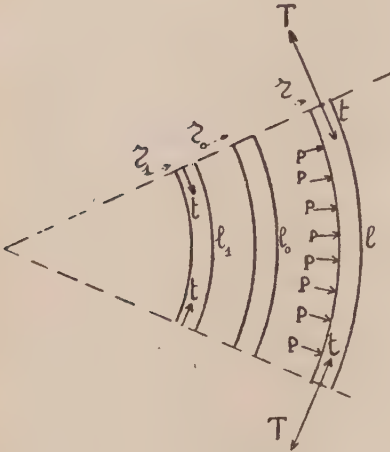


FIG. 55

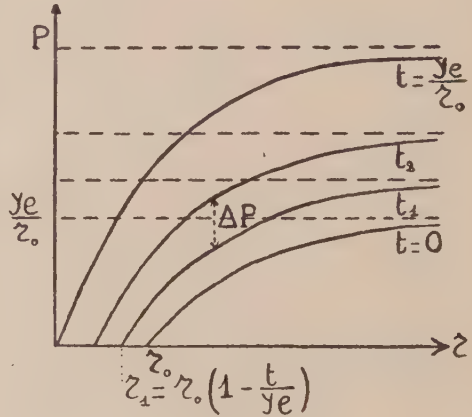


FIG. 56

mière courbe de la famille est celle pour laquelle $t = 0$. C'est celle que nous avons étudiée plus haut. Les autres s'en déduisent par une translation verticale de valeur :

$$\Delta P = Y_e t / r_0 (Y_e - t)$$

Ce facteur de translation est donc une fonction de t . C'est une fonction croissante. Donc, plus t sera grand, plus la pression régnant dans un vaisseau sera élevée, pour un même rayon. Mais il existe un maximum théorique qui est $t = Y_e$. Pour cette valeur limite de t , ΔP devient infini. Donc, t doit demeurer inférieur à Y_e ; cette condition est évidente si on se réfère à l'équation $t = Y_e (l_0 - l_1) / l_0$. En effet, $t = Y_e$ exigerait que $l_1 = 0$, t serait alors une tension telle qu'elle écraserait totalement l'élément de paroi considéré : le vaisseau serait réduit à un vaisseau virtuel.

Les rayons r_1 de chaque courbe de la famille s'obtiennent en faisant $P = 0$. On a, après calcul :

$$r_1 = r_0 (1 - t / Y_e)$$

La valeur de l'ordonnée maximum est donnée par la valeur que prend P lorsque r augmente indéfiniment (rupture). On a :

$$P_m = (Y_e)^2 / (Y_e - t) r_0$$

Lorsque le rayon r prend la valeur r_0 , la pression qui règne dans le vaisseau est :

$$P = Y_{et}/r_0 (Y_e - t)$$

Ces diverses valeurs se retrouvent sur la courbe dessinée figure 56.

Conclusion

De ces longs calculs théoriques, nous pouvons tirer les déductions suivantes. Ces déductions sont en réalité des approximations que des études expérimentales devront vérifier et pourront en partie démentir ou nuancer. Mais ces hypothèses peuvent néanmoins servir de base à une épreuve de vérification. Le calcul ne sera en désaccord avec les résultats expérimentaux que dans la mesure où nos hypothèses de base sont erronées :

— les parois artérielles ne sont peut-être pas assimilables à une matière élastique parfaite,

— Le tonus n'est peut-être pas constant au cours des variations de dimensions,

— le régime pulsatoire modifie sans doute l'aspect réel des phénomènes.

Mais, tout en sachant les limites imposées aux calculs par la réalité, nous pouvons proposer les conclusions suivantes :

— Le calibre d'un vaisseau est fonction de la pression qui y règne et du tonus vasculaire ;

— Les efforts qui règnent dans la paroi sont diminués par l'existence du tonus ;

— A dimensions égales, la pression sera plus élevée dans un vaisseau où régnera un tonus plus grand ;

— A pressions égales, la dimension du vaisseau sera d'autant plus faible que le tonus sera grand.

ANNEXE II

PRINCIPE DES STRAIN-GAUGE (JAUGE DE CONTRAINTE)

Le principe du strain-gauge (ou jauge de contrainte ou encore extensomètre ohmique) est le suivant.

La résistance d'un conducteur électrique est donnée par l'expression $R = \rho l/s$. Supposons que R soit la résistance du conducteur AB, cylindrique de longueur l et de section s . Si nous exerçons une traction sur le conducteur AB, il va s'allonger, selon les lois de l'élasticité que nous connaissons. Sa longueur deviendra $l + dl$. Par contre, le volume ne changeant pas, sa section va diminuer et deviendra $s - ds$. Au total, le rapport l/s sera augmenté par augmentation du numérateur et diminution du dénominateur. Donc la résistance du conducteur sera plus grande. Inversement, si le conducteur est raccourci, sa résistance sera plus petite.

Les variations de résistance sont minimes. Aussi doit-on prendre quelques précautions pour qu'elles soient décelables. Tout d'abord, il faut une assez grande longueur de conducteur. On utilise un fil très fin, collé en de nombreuses spires parallèles sur un support de petites dimensions (1 à 2 cm). Ce support est lui-même collé sur la pièce dans laquelle on désire mesurer les contraintes, de façon que les parties rectilignes de l'enroulement soient dirigées dans le sens de l'effort. Ce montage est appelé un « timbre ».

Le dispositif électrique ainsi constitué est placé dans une branche d'un pont de Wheatstone, qui constitue un appareil de zéro très sensible. L'ensemble est alimenté par une batterie d'accumulateurs. Ainsi, on peut déceler de très faibles variations de résistance. Ces strain-gauge sont très utilisés et remplacent les balances et les dynamomètres dans l'évaluation des contraintes. Un simple exemple : pour peser un avion sur le terrain, on colle un strain-gauge sur une cale où repose une des roues de l'avion.

L'appareil est très sensible et des causes d'erreurs doivent être évitées. Tout d'abord, il importe que la batterie qui alimente en courant électrique le strain-gauge ait une f.é.m. absolument constante. Ensuite, on sait que la résistivité ρ des métaux varie avec la température ($\rho = \rho_0 (1 + \alpha t)$). Il est donc nécessaire que la température ambiante

soit constante ou de disposer dans l'appareillage un dispositif compensateur des variations de température.

Des appareils modernes sont actuellement construits en série. Dans le modèle Philipps G.M. 4472, la tension à la sortie du pont de Wheatstone est appliquée à un oscillomètre cathodique.

Bibliographie

- ABRAMSON et FERRIS. — Description of a new plethysmograph. In *American Heart Journal*, 19, 233, 1940.
- ABRAMSON. — Vascular responses in the extremities of man in health and disease. University of Chicago Press, Chicago, 1944.
- ALDRICH. — Cité par BURTON, dans *Methods in Medical Research*.
- ALGIRE (G.H.). — The transparent chambers technique for observation of the peripheral circulation, as studied in mice. In *Peripheral Circulation in Man*, p. 58.
- ALEXANDER (R.S.). — Strain-Gauge. In *Methods in Medical Research*, 1, 75, 1948.
- ANREP (G.). — Cité par ISSEKUTZ et coll. Référence : *Journal of scientific Instrum.*, 3, 221, 1926.
- APERIA. — Etude de l'hémodynamique. Berlin, 1940 (W. de Gruyter, Ed.).
- BALDES (E.J.) et HERRICK (J.F.). — Cités par GREGG, dans *Methods in Medical Research*. Référence : Thermostromuhr with direct current heater. In *Proc. Soc. Exp. Biol. and Med.*, 37, 432, 1937.
- BARCROFT H. — A mechanical Stromuhr. In *Journal of Physiology*, 67, 402, 1929.
- BARCROFT et MILLEN. — The blood flow through muscle during sustained contraction. In *Journal of Physiology*, 97, 17, 1939.
- BARCROFT et EDHOLM. — The effect of temperature on blood flow and deep temperature in the human forearm. In *Journal of Physiology*, 102, 5, 1943.
- BARCROFT et EDHOLM. — On the dilatation in human skeletal muscle during posthaemorrhagic fainting. In *Journal of Physiology*, 104, 161, 1945.
- BARCROFT et KONZETT. — On the action of noradrenaline, adrenaline and isopropyl noradrenaline on the arterial blood pressure, heart rate and muscle blood flow in man. In *Journal of Physiology*, 110, 194, 1949.
- BARCROFT et WALKER. — Return of tone in blood vessels of the upper limb after sympathectomy. In *Lancet*, 1, 1.035, 1949.
- BARCROFT et DORNHORST. — The blood flow in the human calf during rhythmic exercise. In *Journal of Physiology*, 109, 402, 1949.
- BARCROFT, KONZETT et SWAN. — Observations on the actions of the hydrogenated alkaloids of the ergotoxine group on the circulation in man. In *Journal of Physiology*, 112, 273, 1951.

- BARCROFT et SWAN. — Sympathetic control of human blood vessels. Londres, 1953 (Arnold, Ed.).
- BARCROFT et SWAN. — Blood response to temperature and others factors. In *Peripheral Circulation in Man*, p. 122.
- BAXTER (I.G.) et PEARCE (J.W.). — The simultaneous measurement of total blood and pressure in the pulmonary artery with differential and ordinary condenser manometers. In *Journal of Physiology* (Supplément : *Proceedings of the Physiological Society*), 112, 26P, 1951.
- BEACONSFIELD (P.) et GINSBURG (J.). — Influence des changements de posture des membres sur la circulation périphérique. In *Circulation Research*, 3, 478, 1955.
- BEDFORD. — Cité par BURTON, dans *Methods in Medical Research*.
- BÉNARD (H.), GAJDOS (A.) et TISSIER (M.). — Hémoglobine et pigments apparentés. Paris, 1949 (Masson, Ed.).
- BLUMGART (H.L.). — Cité par NAHAVANDY. Référence : Clinical studies of the velocity of blood flow. In *Jl. of Clin. Inves.*, 5, 343 et 379, 1928.
- BONNEY (G.L.W.), HUGHES (R.A.) et JANUS (O.). — Blood flow through the normal human knee segment. In *Clinical Science*, 11, 167, 1952.
- BONSMAN (M.R.). — Blutdruckversuche an des Maus und Ratte mittels Photozelle. In *Archiv für Experimentelle Pathologie*, 176, 460, 1934.
- BRODIE (T.G.). — On recording variations in volume by air transmission. A new form of volume recorder. In *Journal of Physiology*, 27, 473, 1902.
- BRODIE et RUSSELL. — On the determination of the rate of blood flow through an organ. In *Journal of Physiology* (Supplément : *Proceedings of the Physiological Society*), 32, 47, 1905.
- BRUBACH. — Cité par GREEN, dans *Methods in Medical Research*. Référence : *Rev. Scient. Instruments*, 18, 363, 1947.
- BRUNER (H.D.). — Bubble flow meter. In *Methods in Medical Research*, 1, 80, 1948.
- BUISON. — Cité par BARCROFT et SWAN, dans *Sympathetic Control of human blood vessels*, p. 141.
- BURCH (G.E.), COHN et NEUMAN. — A study by quantitative methods of the spontaneous variations in volume of the finger tip, toe tip and postero-superior portion of the pinna of resting normal adults. In *American Journal of Physiology*, 136, 433, 1942.
- BURCH. — A new sensitive portable plethysmograph. In *American Heart Journal*, 33, 48, 1947.
- BURCH, RAY et BERENSON. — A study of the volume time course of the pulse wave of the finger tip. In *American Heart Journal*, 43, 844, 1952.
- BURCH. — Digital plethysmography. New-York, 1954 (Grune et Stratton, Ed.).

- BURTON (A.C.). — Temperature of skin : measurement and use of index of peripheral blood flow. In *Methods in Medical Research*, 1, 146, 1948. Avec références aux articles antérieurs : *J. Nutrition*, 7, 497, 1934 ; *Amer. Assoc. Adv. Sci.*, 308, n° 13, 1939.
- BURTON. — A critical survey of methods available for the measurement of human peripheral blood flow. In *Peripheral Circulation in Man*, p. 3.
- BURTON et GASKELL. — Local postural vaso-motor reflexes arising from the limb veins. In *Circulation Research*, 1, 27, 1953.
- BURTON. — Relation of structure to function of the tissues of the wall of blood vessels. In *Physiological Reviews*, 34, 619, 1954.
- CARA (M.), PARROT (J.L.) et Mlle JOUASSET (D.). — Pléthysmographie photo-électrique permettant l'inscription sur un cylindre enfumé. In *Journal de Physiologie*, 45, 240, 1953.
- CHELIUS. — Cité par BARCROFT et SWAN, dans *Sympathetic control of human blood vessels*, p. 141.
- CLARK (E.R.). — Cité par ALGIRE. Référence : *Anat. Rec.*, 47, 187, 1930.
- COBLENTZ (B.) et Cournand (A.). — Cathétérisme du cœur droit chez l'homme : mesure du débit du cœur, des pressions intracardiales et de leurs variations. In *Journal de Physiologie*, 41, 321, 1949.
- CORBOZ (J.R.). — Cité par LEMAIRE, LOEPER et Housset, dans *Presse Médicale*, 59, 1.141, 1951. Référence : *Helv. Physiol. Acta*, 6, 55, 1948.
- DAWES (G.S.), MOTT (J.C.) et VANE (J.R.). — The density flowmeter, a direct method for the measurement of the rate of blood flow. In *Journal of Physiology*, 121, 72, 1953.
- DONZELOT (E.), MILOVANOVITCH (J.B.) et RAGER (R.). — Ballistocardiographie de la coarctation de l'aorte. In *Sem. des Hôp. de Paris* (Supplément : *Annales de la Recherche Médicale*), 31, RM2, 1955.
- ELLIS. — Description of a piston-recorder for air connections. In *Journal of Physiology*, 7, 309, 1886.
- FABRE. — Cité par HERMAN, p. 231.
- FELIX (W.) et GROLL (H.). — Die Messung des Blutstromes mit Thermistoren. In *Zeitschrift für Biologie*, 106, 208, 1953.
- FLEISCH. — Cité par Lecomte, Green, etc... Référence : *Aberhalden E. : Handbuch des biologischen Arbeitsmethoden* (Vienne) 1935. Section 8, Vol. 5, p. 904.
- FREEMAN (N.E.). — The effect of temperature on the rate of blood flow in the normal and sympathectomized hand. In *American Jour. of Physiol.*, 113, 384, 1935.
- GADDUM (J.H.). — An outflow recorder. In *Journal of Physiology*, 67, 16, 1929.

- GHINST (Van der). — Analyse thermométrique des réactions vasomotrices cutanées chez le chien normal et dans différentes conditions expérimentales. In *Archives Int. de Physiologie*, 61, 338, 1953.
- GIOVANNINI (S.). — Cité par LEMAIRE, LOEPER et HOUSSET, dans *Presse Médicale*, 1, 1.141, 1951. Référence : *Minerva Medica*, 35, 1949.
- GLISSON (F.). — Cité par BARCROFT et SWAN dans *Sympathetic control of human blood vessels*, p. 139. Référence : « *Tractatus de Ventriculo et Intestinis* », 1677.
- GOETZ (R.H.). — Reflex vaso-dilatation by body heating in diagnosis of peripheral vascular disorder. In *Archives of Internal Medicine*, 84, 396, 1949 (contient les références aux autres publications antérieures, notamment à : *Clinical plethysmography, South Africa Med.*, 22, 391, 1948 ; et 22, 422, 1948.
- L'effet des médicaments sympatholytiques sur le système cardiovasculaire de l'homme, particulièrement en ce qui concerne l'hypertension artérielle. In *Sem. des Hôp. de Paris*, 27, 1.077, 1951.
- GOLDRING (W.) et CHASIS (H.). — Hypertension and hypertensive disease. New-York, 1944 (The commonwealth Fund).
- GOODALE (W.T.) et HACKEL (D.B.). — Measurement of coronary blood flow in dogs and man from rate of myocardial nitrous oxide desaturation. In *Circulation Research*, 1, 502, 1953.
- GRANT (R.T.) et PEARSON. — The blood circulation in the human limb ; observations on the difference between the proximal and distal parts and remarks on the regulation of body temperature. In *Clinical Science*, 3, 119, 1938.
- GREEN (H.D.). — Venous drainage recorder. In *Methods in Medical Research*, 1, 68, 1948.
- GREENFIELD (A.D.M.) et SHEPHERD. — A quantitative study of response to cold of the circulation through the fingers or normal subjects. In *Clinical Science*, 9, 323, 1950.
- GREENFIELD. — The response to cold in the range 0-10° C. In *Peripheral circulation in Man*, p. 105.
- GREGG (D.E.). — Thermoströmuhr. In *Methods in Medical Research*, 1, 89, 1948.
- HAMILTON (W.F.) et Coll. — Comparaison of the Fick and dye injections methods of measuring the cardiac output in Man. In *Americ. Jour. of Physiol.*, 153, 309, 1948.
- HARDY. — Cité par BURTON, dans *Methods in Medical Research*.
- HARREVELD (Van A.) et SHALDE (O.W.). — On hemodynamics. In *Archives intern. de Physiol.*, 59, 165, 1951.
- HARTLINE (H.K.). — Cité par BURTON, dans *Peripheral circulation in man*, p. 11. Référence : *Public. Americ. Assoc. Adv. Sci.*, n° 13.
- HERMAN (H.). — Physiologie de la circulation du sang. Lyon, 1952 (Camugli, Ed.).

- HERTZMAN (A.B.) et DILLON. — Reactions of large and small arteries in mas to vasoconstrictor stimuli. In *Americ. Jour. of Physiol.*, 130, 56, 1940. Cet article contient les références aux autres publications antérieures, depuis 1937.
- HERTZMAN, RANDALL et JOCHIM. — Relations between cutaneous blood flow and blood content in the finger pad, forearm and forehead. In *Americ. Jour. of Physiol.*, 150, 122, 1947.
- HERTZMAN. — Photoelectric plethysmograph of the skin. In *Methods in Medical Research*, 1, 177, 1948.
- HEWLETT (A.W.) et van ZWALUWENBURG (J.G.). — The rate of blood flow in the arm. In *Heart*, 1, 87, 1909.
- HUGHES (J.). — Les variations du calibre vasculaire au cours des hémorragies. In *Archives inter. de Physiol.*, 57, 114, 1949.
- ISSEKUTZ (B. Jr), LICHTNECKERT (I.) et HETÉNYI (G. Jr). — Effects of narcotics on cell respiration. In *Arch. Intern. de Pharmacodynamie*, 83, 33, 1950.
- JABLONS (B.) et COHEN (J.). — Cités par NADAVANDY. Référence : Measurement of circulation time (photoelectric method). In *Proc. Soc. Exp. Biol. and Med.*, 52, 294, 1943.
- JOCHIM (K.E.). — Electromagnetic flowmeter. In *Methods in Medical Research*, 1, 108, 1948.
- KERSLAKE (D.M.). — Ph.D. Thesis, Londres, 1949.
- Factors concerned in the regulation of skin blood flow. In *Peripheral circulation in Man*, p. 115
- KETY (S.S.). — Quantitative determination of cerebral blood flow in Man. In *Methods in Medical Research*, 1, 204, 1948.
- Measurement of regional circulation by the local clearance of radioactive sodium. In *Americ. Heart Jour.*, 38, 321, 1949.
- KOLIN (A.). — Cité par JOCHIM dans *Methods in Medical Research*. Référence : Alternating field induction flowmeter of high sensitivity. In *Rev. Scient. Instruments*, 122, 788, 1945.
- KRAMER (K.). — Ein Verfahren zur fortlaufenden Messung des Sauerstoffgehaltes im strömenden Blute an uneröffneten Gefässen. In *Zeitschrift für Biologie*, 96, 61, 1935.
- KROGH (A.). — The anatomy and physiology of capillaries. Yale University Press, 1929.
- KROGH, LANDIS et TURNER. — The movement of fluid through the human capillary wall in relation to venous pressure and to the colloid osmotic pressure of the blood. In *Journal of Clinical Investigation*, 11, 63, 1932.
- KUSHAKOVSKI (O.S.). — Pléthysmographe à transmission par eau et à plume à encre. In *Journal de Physiologie d'U.R.S.S.*, 41, 584, 1955.

- LANDIS (E.M.) et GIBBON. — Vasodilatation in the lower extremities in response to immersing the forearm in warm water. In *Jour. of Clinical Invest.*, 11, 1.019, 1932.
- A simple method for producing vaso-dilatation in the lower extremities. In *Archives of internal Medicine*, 52, 785, 1933.
- LANDOWNE (M.) et KATZ (L.M.). — Critic of plethysmographic method of measuring blood flow in extremities of man. In *American Heart Journal*, 23, 644, 1942.
- LECOMTE. — *Archives inter. de Physiol.*, 60, 8, 1952.
- LEIBEL. — Cité par LEMAIRE, LOEPER et HOUSSET dans *Presse Médicale*, 56, 1.141, 1951. Référence : *British Heart Journal*, 2, 141, 1940.
- LEMAIRE (A.), LOEPER, DOGNON et HOUSSET. — Compte rendu à l'académie des sciences, 233, 98, 1951.
- LEMAIRE, LOEPER et HOUSSET. — Une nouvelle technique photo-pléthysmographique. In *Presse Médicale*, 59, 1.141, 1951.
- L'exploration artériolo-capillaire chez l'hypertendu. C.R. au Congrès français de Méd. Paris, 1953.
- LEMAIRE, DELAUNAY, LOEPER et HOUSSET. — Une nouvelle technique photo-pléthysmographique. Son application à la mesure de la tension artériolaire du lapin. In *Journal de Physiologie*, 45, 609, 1953.
- LEMAIRE, LOEPER et HOUSSET. — Syndromes vasculaires posturaux et cures de posture. In *Thérapie*, 8, 209, 1953.
- Effets de l'hexamethonium sur le tracé photo-pléthysmographique de l'hypertendu. In *Thérapie*, 8, 806, 1953.
- LEWIS (Th.) et GRANT. — Observation upon reactive hyperaemia in man. In *Heart*, 12, 73, 1925.
- LEWIS. — Experiments relating to the peripheral mechanism involved in spasmodic arrest of the circulation in the fingers, a variety of Raynaud's disease. In *Heart*, 15, 7, 1930.
- Observations upon the reactions of the vessels of the human skin to cold. In *Heart*, 15, 176, 1930.
- LEWIS et PICKERING. — Vasodilatation in the limb in response to warming the body : with evidence for sympathetic vaso-dilatator nerves in man. In *Heart*, 16, 33, 1931.
- LIAN (C.). — Cité par NAHAVANDY. Référence : La vitesse de circulation du sang. In *Arch. Mal. cœur*, 54, 294, 1943.
- LIGON. — Cité par GREEN, dans *Methods in Medical Research*. Référence : *Science*, 105, 624, 1947.
- LOMBARD. — Cité par HERMAN.
- MALMÉJAC (J.), DESANTI (E.) et JONESCO (G.). — Technique de la peau irriguée. C.R. Société de Biologie, 127, 1.016, 1938.
- MATTHES (K.). — Kreislaufuntersuchungen am Menschen mit fortlaufend registrierenden Methoden. Stuttgart, 1952 (G. Thieme, Ed.) (contient toutes les références antérieures depuis 1934).
- MAXWELL et GIBBS. — Cités par KETY, dans *Methods in Medical Research*.

- MC GIRR (E.M.). — The rate of removal of radio-active sodium following its injection into muscle and skin. In *Clinical Science*, 11, 91, 1952. (A également publié à ce sujet in *British medical bulletin*, 8, 192, 1952 et in *Glasgow Medical*, 33, 83, 1952).
- MEGIBOW (R.S.). — Application of microplethysmography to the diagnosis of patent ductus arteriosus and coarctation of the aorta. In *The Amer. J. of Medicine*, 4, 798, 1948.
- MEINERS. — Cité par GREEN, dans *Methods in Medical Research*. Référence : *Archiv f. d. ges. Physiol.*, 245, 145, 1941.
- MILLER (H.) et WILSON (G.H.). — Cités par BURTON, dans *Peripheral Circulation in man*, p. 10 et par MC GIRR. Référence : *British Heart Journal*, 43, 67, 1951.
- MONIZ. — Cité par HERMAN, p. 384.
- MOSSO. — Cité par BARCROFT et SWAN, dans *Sympathetic control of human blood vessels*, p. 141. Référence : LUCIANI. *Physiologie humaine* (Traduction anglaise par WELBY, Londres, 1911).
- MULLER. — Cité par HERMAN, p. 316.
- NAHAVANDY (A.). — Vitesse de circulation. Intérêt clinique de sa mesure. Thèse, Paris, 1950.
- NATALI (G.), POZZI et MARABINI. — Analisi del pletismogramma e del fotopletismogramma digitale e dei polsi arteriosi periferici in relazione all'elettrocardiogramma, al fonocardiogramma e al balistocardiogramma. In *Revista critica di clinica medica*, 54, 493, 1954.
- NOYONS. — Cité par MATTHES. Référence : *Acta neerland.*, 4, 197, 1934.
- NYOBER (J.). — Electrical Impedance Plethysmograph. In *Circulation* 2, 811, 1950.
- PAVLOV. — Cité par BARCROFT, dans *J. of Phy.*, 67, 402, 1929. Référence : *Archiv für Anat. und Phy.*, 1887.
- Peripheral Circulation in Man*. Londres, 1954 (Churchill, Ed.).
- PFEIFFER (C.C.), JENNEY (F.H.) et WILLIAMS (H.F.). — Cités par RAVEL, dans Thèse, Paris, 1950. Référence : *Jour. of Laboratory and Clin. Med.*, nov. 1947.
- PIEGU. — Cité par BARCROFT et SWAN, dans *Sympathetic control of human blood vessels*, p. 141.
- RAVEL. — De l'utilisation du pléthysmographe dans l'étude du mode d'action de divers agents médicamenteux utilisés dans les maladies allergiques. Thèse, Paris, 1950.
- REIN (H.). — Die Thermostromuhr. In *Zeitschrift für Biologie*, 87, 394, 1928.
- ROTHLIN (E.). — Apparatur zur automatischen Regiestrierung von Flüssigkeitsmengen bei Durchströmungsversuchen. In *Archiv f. Exper. Patholog.*, 175, 635, 1934.
- SANDISON (J.C.). — Cité par ALGIRE. Référence : *Anat. Rec.*, 28, 281, 1924.

- SARNOFF (S.J.) et BERGLUND (E.). — The Potter Electroturbinometer. In *Circulation Research*, 1, 331, 1953.
- SCHIFF. — Cité par HERMAN, p. 282.
- SCHMIDT (C.F.). — Cité par GREGG, dans *Methods in Medical Research*.
Référence : Thermostromuhr operating of storage battery current.
In *Proc. Soc. Exp. Biol. and Med.*, 37, 432, 1937.
- SHIPLEY (R.E.). — Rotameter. In *Methods in Medical Research*, 1, 96, 1948.
- SOSKIN. — Cité par BRUNER, dans *Methods in Medical Research*. Référence : SOSKIN et coll. : Influence of epinephrin upon exchange of sugar between blood and muscle. In *Amer. J. Phy.*, 108, 107, 1934.
- STARR (I.). — Essay on the Ballistocardiogramm. In *J. Amer. Med. Assoc.*, 155, 1413, 1954.
- STEWART (G.N.). — The measurement of the blood flow in the hands.
In *Heart*, 3, 33, 1911.
- The output of the heart in dogs. In *Amer. Jour. of Physiol.*, 57, 27, 1921.
- Measurement of temperature of skin. In *Arch. Inter. de Pharmacodyna.*, 38, 444, 1930.
- STOLNIKOV. — Cité par BARCROFT, dans *J. of Physiol.*, 67, 402, 1929.
- SWAMMERDAM (J.). — Cité par BARCROFT et SWAN, dans Sympathetic control of human blood vessels, p. 138. Référence : JOHNSTON, *Surg. Gyn. Obstet.*, 70, 31, 1940.
- VOLKMAN (A.W.). — Cité par DAWES et coll. Référence : Die Haemodynamik. Leipzig, 1850.
- WETTERER. — Cité par JOCHIM, dans *Methods in Medical Research*.
Référence : Zeitschrift für Biologie, 98, 26, 1937.
- WHARTON JONES. — Cité par HERMAN, p. 282.
- WHELAN (R.F.). — M.D. Thesis, Belfast.
- The effect of adrenaline and noradrenaline on the blood flow through human skeletal muscle. In *Peripheral Circulation in Man*, p. 75.
- WHITNEY (R.J.). — The measurement of volumes changes in human limbs. In *Journal of Physiology*, 121, 1, 1953.
- The electrical strain-gauge method for measurement of peripheral circulation in man. In *Peripheral circulation in Man*, p. 45.
- WISE (C.S.). — Fluid displacement and pressure plethysmograph. In *Methods in Medical Research*, 1, 182, 1948.
- WOOD (E.H.), LITTER (F.) et WILKINS (R.W.). — Mécanisme de l'hyperhémie réactive dans un segment de membre chez l'homme. In *Circulation Research*, 3, 254, 1955.

ZWEIFACH (B.W.). — Microscopic observations of circulation rat meso-appendix and dog omentum : use in study of vasotropic substances. In *Methods in Medical Research*, 1, 131, 1948 (contient les références antérieures, notamment à CHAMBERS et ZWEIFACH, *Physiol. Rev.*, 27, 436, 1947.

TABLE DES MATIERES

Introduction	9
------------------------	---

CHAPITRE I

<i>Essai d'introduction physique à une étude du système circulatoire..</i>	11
Le cœur	12
Les artères	17
A. — L'arbre vasculaire	18
B. — Le problème hydraulique circulatoire	20
C. — L'élasticité vasculaire	31
D. — La vaso-motricité	34
E. — La propulsion sanguine périphérique	41
F. — Le volume du sang	42
G. — Les mouvements	43
Conclusions	43

CHAPITRE II

<i>Les méthodes de mesure des débits sanguins</i>	45
Introduction	47
Objet du deuxième chapitre	47
Méthodes directes et indirectes	49
Débit moyen et débit instantané	50
Les erreurs	51
Aperçu général sur l'évolution des méthodes de mesure de débit	52
I. — Les méthodes sanglantes	55
Définition et généralités	55
A. — Méthodes à circulation mixte	55
B. — Méthodes respectant l'intégrité du système circula- toire	57

Mesure volumétrique des débits	59
Mesure des temps de circulation et méthodes dérivées	68
1. — Mesure du temps de circulation	68
2. — Méthodes des dilutions	73
3. — Le principe de Fick	76
4. — La méthode des clearance	80
5. — Méthode des clearance tissulaires	81
6. — Conclusion	83
Mesure des vitesses	83
1. — Méthodes directes	83
2. — Méthodes indirectes	86
Le rotamètre	98
II. — Méthodes utilisant l'observation directe des vaisseaux	100
III. — Les méthodes non sanglantes	103
Méthodes fondées sur l'observation de la peau	103
Méthodes fondées sur les mesures thermiques	104
1. — Méthodes thermométriques	104
2. — Méthodes thermo-calorimétriques	114
3. — Méthodes calorimétriques	115
Méthodes fondées sur des mesures d'efforts mécaniques ...	117
La pléthysmographie	120
I. — La pléthysmographie volumétrique	120
Introduction	120
Historique	120
Principe de l'appareil	123
Analyse des différentes parties de l'appareil	123
1. — Le récepteur	123
2. — Le fluide transmetteur	129
3. — L'appareil enregistreur	135
4. — L'amplificateur	137
5. — L'inscripteur	139
Etalonnage de l'appareil	141

Utilisation du pléthysmographe comme moyen d'étude de la circulation périphérique	142
La détermination des débits sanguins à l'aide du pléthysmographe (méthode de Brodie et Russell)	149
1. — Principe de la méthode	149
2. — Analyse critique de la méthode	151
3. — Conclusion	158
II. — La photopléthysmographie	158
Principe de la méthode	158
Historique	160
L'appareillage	160
Résultats	164
III. — Autres techniques pléthysmographiques	166
La technique de Whitney	166
Le pléthysmographe électrique	168
Le pléthysmographe à pression	169
IV. — Description du pléthysmographe utilisé à l'Hôpital Rothschild	170
Description de l'appareil	170
Mode d'utilisation de l'appareil	173
Etalonnage	175
Conclusion	176
Conclusions	177

Annexe I

Etude de la tension élastique développée dans la paroi des vaisseaux	181
I. — Vaisseau sans tonus	181
II. — Vaisseaux toniques	183
Conclusion	185

Annexe II

Principe des strain-gauge (jauge de contrainte)	186
Bibliographie	189

